

Ensidig lårbensamputation

En systematisk litteraturstudie om protesgång

Evelin Panelius

Examensarbete

Fysioterapi

2016

Förnamn Efternamn

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	5651
Författare:	Evelin Panelius
Arbetets namn:	Ensidig lårbensamputation – En systematisk litteraturstudie om protesgång
Handledare (Arcada):	Joachim Ring
Uppdragsgivare:	-
<p>Sammandrag:</p> <p>Syftet med detta arbete är att sammanställa information om protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation som olika yrkesgrupper och övriga intresserade kan använda som en informationskälla. Detta arbete har tre frågeställningar: 1) Hur skiljer sig protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation från normal gång? och 2) Vilka problem kan ett förändrat gångmönster hos personer med ensidig lårbensamputation leda till i stöd- och rörelseorganen? och 3) Vilka skillnader förekommer under gången vid användning av olika protesknän? Arbetet gjordes som en systematisk litteraturstudie och uppbyggdes enligt Forsberg & Wengströms (2013) riktlinjer. Litteratursökningen gjordes i databaserna PubMed, PEDro, Google Scholar, Cochrane Library och OvidMedline. Manuella sökningar gjordes via artiklars referenslistor och tidskrifter. Sökningen resulterade i 15 inkluderade artiklar som fungerade som grund för arbetet. I kvalitetsgranskningen av artiklarna användes SBU:s mall för kvalitetsgranskning av observationsstudier. Granskningen resulterade i åtta artiklar med medelhög risk för bias och sju artiklar med låg risk för bias. Resultaten påvisar att protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation leder till många förändringar i gångmönstret. Protesgång är mer energikrävande än normal gång. Under gång utsätts de lårbensamputerade personernas friska ben för högre belastning vilket leder till att det friska benet har en förhöjd risk för brosk- och vävnadsskador. På grund av kompensationsrörelser i bålen under gången har personer med ensidig lårbensamputation även en förhöjd smärtrisk i nedre ryggen. Det förekommer också flera skillnader i deras gångkvalitet beroende på vilket protesknä som används. Lårbensamputerade personer som är i gott fysiskt skick och använder en avancerad protesmodell har lättare att behärska protesbenets rörelser och kan därmed gå en mer naturlig gång.</p>	
Nyckelord:	Ensidig, lårbens, amputation, gång, protes.
Sidantal:	58
Språk:	Svenska
Datum för godkännande:	

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	5651
Author:	Evelin Panelius
Title:	Unilateral transfemoral amputation – A systematic review of prosthetic gait
Supervisor (Arcada):	Joachim Ring
Commissioned by:	-
<p>Abstract:</p> <p>The aim of this study is to put together information of prosthetic gait that different professional groups and other interested persons can use as a source of information. This study has three questions: 1) How does the prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees differ from normal gait? and 2) What problems may an altered gait pattern of the unilateral transfemoral amputees cause in the support systems and locomotion? and 3) What differences occur during gait in use of different prosthetic knees? This work was made as a systematic review with the guidelines of Forsberg & Wengström (2013). The literature search was made in PubMed, PEDro, Google Scholar, Cochrane Library och OvidMedline. Manual searches were made through reference lists of articles and magazines. The search resulted in 15 included articles that serves as the basis for the study. In the quality inspection of the articles the SBU model for quality inspection of observational studies was used. The inspection resulted in eight articles with moderate risk of bias and seven articles with low risk of bias. The results indicate that prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees leads to many changes in the gait pattern. The energy consumption during prosthetic gait is higher compared to normal gait. During gait their sound limb loading is higher and therefore it has an increased risk of cartilage and tissue damage. Because of compensation movements in the trunk during gait, unilateral transfemoral amputees have an increased risk of low back pain. There are also several differences in the quality of gait depending on what prosthetic knee is used. Unilateral transfemoral amputees with a good physical condition and with an advanced prosthetic model have easier to control the movements of the prosthetic leg and can thereby walk a more natural gait.</p>	
Keywords:	Unilateral, transfemoral, amputation, gait, prosthesis.
Number of pages:	58
Language:	Swedish
Date of acceptance:	

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	5651
Tekijä:	Evelin Panelius
Työn nimi:	Toispuoleinen reisiamputaatio- kirjallisuuskatsaus proteesikävelystä Systemaattinen
Työn ohjaaja (Arcada):	Joachim Ring
Toimeksiantaja:	-
<p>Tiivistelmä:</p> <p>Tämän tutkimuksen tarkoitus on koota tietoa toispuoleisesti reisiamputoitujen proteesikävelystä, jota eri ammattiryhmät ja muut aiheesta kiinnostuneet voivat käyttää tiedonlähteenä. Tällä tutkimuksella on kolme kysymystä: 1) Miten toispuoleisesti reisiamputoitujen proteesikävely eroaa normaalista kävelystä? ja 2) Mitä ongelmia toispuoleisesti reisiamputoitujen muuttunut kävely voi aiheuttaa tuki- ja liikuntaelimistössä? ja 3) Mitä eroja ilmenee kävelyssä eri proteesipolvia käyttäessä? Tämä tutkimus on systemaattinen kirjallisuuskatsaus, joka perustuu Forsberg & Wengströmin (2014) ohjeisiin. Kirjallisuutta haettiin tietokannoista PubMed, PEDro, Google Scholar, Cochrane Library ja OvidMedline. Kirjallisuutta haettiin käsin artikkeleiden viiteluetteloista ja aikakauslehdistä. Kirjallisuushausta valittiin 15 artikkelia, jotka toimivat tämän tutkimuksen tietopohjana. Laatukatsauksessa käytettiin SBU:n mallia, joka on tarkoitettu havaintotutkimuksien laatukatsaukseen. Katsaus johti kahdeksaan keskitasoiseen ja seitsemään korkeatasoiseen artikkeliin. Tulokset osoittavat, että proteesikävely muuttaa kävelyä monella tavalla. Proteesikävely kuluttaa enemmän energiaa kuin normaali kävely. Kävelyn aikana terveen jalan kuormitus on suurempi, jonka takia sillä on suurentunut riski rusto- ja kudosaivuriin. Koska reisiamputoituilla esiintyy kompensatioliikkeitä keskivartalossa kävelyn aikana, heillä on suurentunut riski alaselkäkipuihin. Kävelyn laadussa on myös monia eroja eri proteesipolvia käyttäessä. Ne toispuoleisesti reisiamputoidut henkilöt, jotka ovat hyvässä fyysisessä kunnossa ja käyttävät kehittyntä proteesimallia, pystyvät helpommin hallitsemaan proteesijalan liikkeitä, joka mahdollistaa luonnollisemman kävelyn.</p>	
Avainsanat:	Toispuoleinen, reisi, amputaatio, kävely, proteesi.
Sivumäärä:	58
Kieli:	Ruotsi
Hyväksymispäivämäärä:	

INNEHÅLL

FÖRORD

1	INLEDNING	9
2	PROBLEMFORMULERING	9
2.1	Syfte	10
2.2	Frågeställningar	10
3	TEORETISK REFERENSRAM	10
3.1	Nedre extremitetens anatomi	11
3.2	Gången	12
3.2.1	<i>Gångcykelns indelning</i>	<i>13</i>
3.2.2	<i>Höftens, knäts och fotens rörelser och funktion under gången</i>	<i>14</i>
3.2.3	<i>Mätningar under gången</i>	<i>15</i>
3.2.4	<i>Den lårbensamputerade personens gång</i>	<i>15</i>
3.3	Rehabiliteringens olika delar	17
3.3.1	<i>Preoperativ rehabilitering</i>	<i>17</i>
3.3.2	<i>Amputation</i>	<i>18</i>
3.3.3	<i>Fantomkänsla och fantomsmärta</i>	<i>18</i>
3.3.4	<i>Postoperativ rehabilitering</i>	<i>19</i>
3.4	Proteser och komponenter	21
3.4.1	<i>Protesknän</i>	<i>21</i>
3.4.2	<i>Osseointegrerad protes</i>	<i>23</i>
3.4.3	<i>Protesfötter</i>	<i>24</i>
4	METOD	25
4.1	Metodval	25
4.2	Litteratursökning	26
4.3	Urvalskriterier	26
4.4	Kvalitetsgranskning	27
4.5	Etiska överväganden	27
5	RESULTAT	28
5.1	Resultat av litteratursökningen	28
5.2	Artikelpresentation	29

5.3	Sammanfattning av resultat.....	45
5.3.1	<i>Frågeställning 1</i>	45
5.3.2	<i>Frågeställning 2</i>	45
5.3.3	<i>Frågeställning 3</i>	47
6	DISKUSSION	48
6.1	Metoddiskussion	48
6.2	Resultatdiskussion	49
7	SLUTSATS	52
	KÄLLOR	54
	BILAGA	

Figurer

Figur 1. Nedre extremitetens muskler.....	12
Figur 2. Gångcykelns faser	13
Figur 3. Protesgång	16
Figur 4. Protesknän med mekanisk, microprocessor och power funktion	23
Figur 5. Osseointegrerad protes	24
Figur 6. Olika protesfotmodeller	25

Tabeller

Tabell 1. Resultat av den avgränsade litteratursökningen	29
--	----

FÖRORD

Jag vill rikta ett stort tack till alla mina vänner som motiverat mig under arbetsprocessens gång. Ett specialtack till Janna, Rubén och Annika som hjälpt mig förverkliga detta arbete. Tack också till mina föräldrar för barnvaktshjälpen och för ert värdefulla stöd. Utan er insats skulle detta arbete inte blivit till. Till sist vill jag tacka min handledare Joachim Ring för goda råd och idéer.

1 INLEDNING

I Finland genomförs ca 1500 amputationer varje år. Av dessa genomförs ca 90 % i nedre extremiteten. De vanligaste orsakerna till en amputation är sårinfektioner och blodcirkulationsstörningar orsakade av diabetes. Andra vanliga orsaker till en amputation är olyckor, tumörer, infektioner, medfödda missbildningar och bränn- eller köldskador. Målsättningen med en amputation är att förhindra en spridning av vävnadsdöd, infektion eller tumör samt att förbättra personens hälsotillstånd och funktionsförmåga. Efter en amputation är det meningen att personen återgår till det normala livet. Det är viktigt att det amputerade och det friska benet hålls skadefria samt utan funktionshinder (Kruus-Niemelä 2011 s. 697). Med en effektiv rehabilitering och en fungerande protes kan de flesta lårbensamputerade personer återgå till samma aktivitetsnivå och en liknande livsstil som innan amputationen (Lusardi et al. 2013 s. 467).

Gång är mer utmanande för personer med ensidig lårbensamputation eftersom de är beroende av ett konstgjort ben för att kunna bära kroppsvikten och för att åstadkomma gångrörelse (Kaufman et al. 2012). Normal gångförmåga är ett resultat av en symmetrisk relation av huvudet, ryggraden samt övre och nedre extremiteten. Hos personer med ensidig lårbensamputation leder användning av en protes, oberoende av dess funktionsmekanism, till att gången blir osymmetrisk (Lusardi et al. 2013 s. 668).

2 PROBLEMFORMULERING

Jag har kommit i kontakt med lårbensamputerade protesanvändare under yrkespraktikerna. Dessutom har jag under studietiden fått följa med paralympiska friidrottares träningar. Det har fått mig att bli intresserad av deras rehabilitering och ADL-funktioner samt ökat mitt intresse för de olika protesmodellerna och deras mekanismer. Jag har även blivit intresserad av gånganalys under studietiden och om olika problem som gångavvikelse kan medföra i stöd- och rörelseorganen. Efter att ha funderat ett tag på arbetets ämnesval valde jag att sätta ihop dessa ämnen som väckt mitt

intresse. Jag ville själv veta mera om detta ämnesområde och märkte dessutom att det finns begränsat med material tillgängligt om ämnet.

Nedan redovisas arbetets syfte och frågeställningar.

2.1 Syfte

Syftet med detta arbete är att sammanställa information om protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation som olika yrkesgrupper och övriga intresserade kan använda som en informationskälla. Jag utreder om det finns skillnader mellan protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation och normal gång. Jag klargör om ett förändrat gångmönster hos personer med ensidig lårbensamputation kan medföra problem i stöd- och rörelseorganen. Jag utforskar också om det förekommer skillnader under gången vid användning av olika protesknän. Jag vill även utreda vad som saknas om ämnet inom forskningsvärlden och vad som kunde göras mer forskning om.

2.2 Frågeställningar

- 1) Hur skiljer sig protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation från normal gång?
- 2) Vilka problem kan ett förändrat gångmönster hos personer med ensidig lårbensamputation leda till i stöd- och rörelseorganen?
- 3) Vilka skillnader förekommer under gången vid användning av olika protesknän?

3 TEORETISK REFERENSRAM

I detta avsnitt presenteras kort nedre extremitetens anatomi, som är relevant med tanke på studiens syfte. Avsnittet behandlar även gången och de olika stegen i rehabiliteringsprocessen samt presenterar olika protesmodeller och deras funktionsmekanismer.

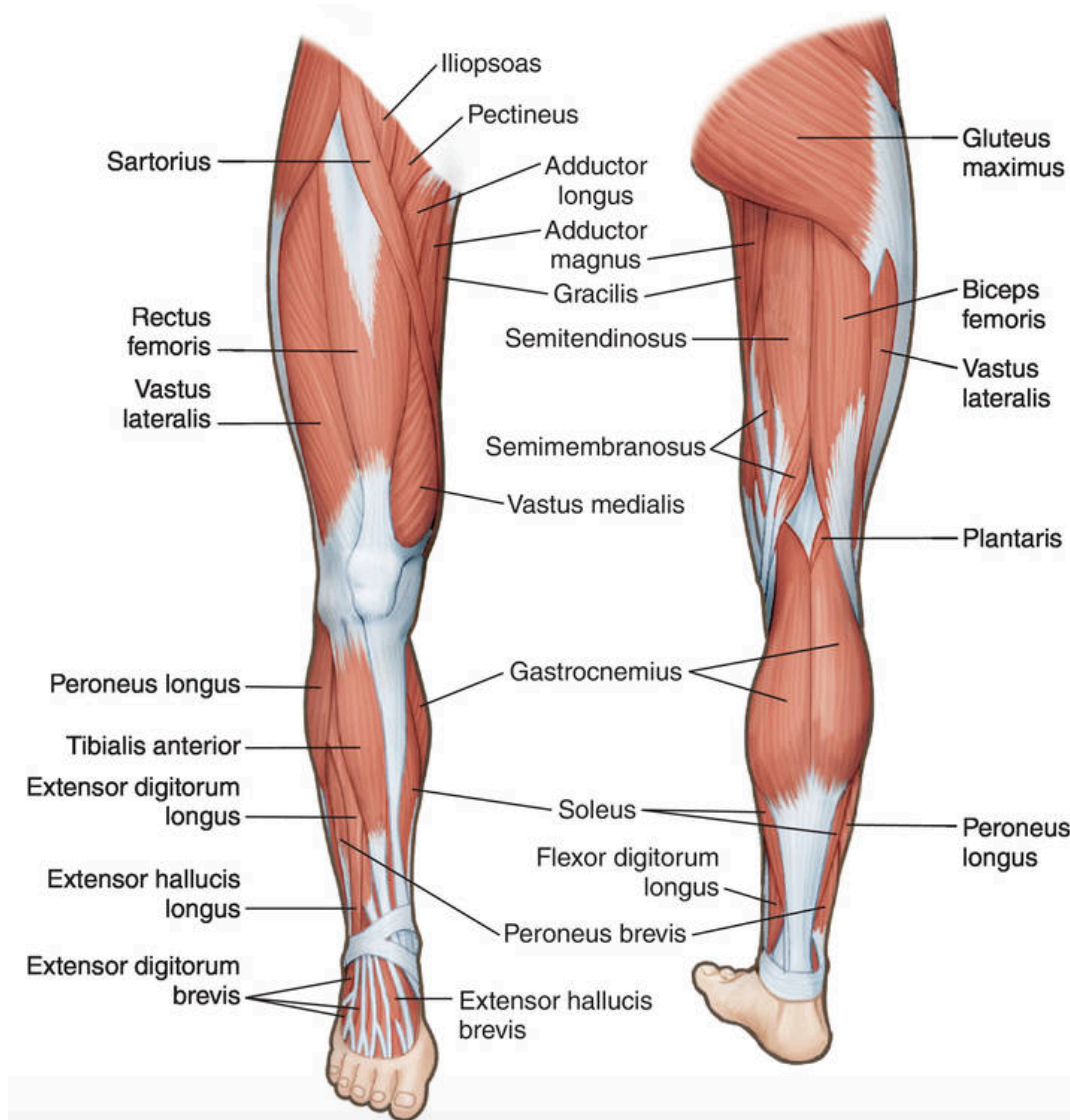
3.1 Nedre extremitetens anatomi

Nedre extremitetens skelett består av bäckenet (*pelvis*), lårbenet (*os femur*), knäskålen (*os patella*), två underben (*os tibia* och *os fibula*) samt 26 små ben i foten (Boysen-Møller 2000 s. 237). Dessa ben bildar höft-, knä- och fotleden, som är de mest involverade lederna i nedre extremiteten under gången (Levine et al. 2012 s. 3-48).

De muskler i nedre extremiteten som har en central roll i gångcykeln:

- Ländmuskeln *m. iliopsoas* bildas av de två musklerna *m. iliacus* och *m. psoas major*. *M. iliopsoas* är höftledens viktigaste flexormuskel (Boysen-Møller 2000 s. 257-258).
- Sätessmuskeln *m. gluteus maximus*, vars funktion är extension i höftleden (Boysen-Møller 2000 s. 258-259).
- *M. quadriceps femoris* på lårets framsida är kroppens största muskel och består av fyra muskeldelar; *m. rectus femoris* och *mm. vasti medialis, lateralis* och *intermedius*. *M. quadriceps femoris* funktion är extension i knäleden. *M. rectus femoris* gör även flexion i höftleden (Boysen-Møller 2000 s. 267-272; Levine et al. 2012 s. 9).
- *M. hamstring* på lårets baksida består av *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* och *m. semimembranosus*. *M. hamstrings* funktion är extension i höftleden och flexion i knäleden (Boysen-Møller 2000 s. 271-272).
- Underbenets främre muskel *m. tibialis anterior* gör dorsalflexion i fotleden (Boysen-Møller 2000 s. 284; Levine et al. 2012 s. 10).
- Underbenets bakre muskel *m. triceps surae* består av tre delar; *m. gastrocnemius* med två ursprungshuvuden och *m. soleus*. *M. triceps surae*s funktion är plantarflexion i talokruralleden och inversion i subtalarleden (Boysen-Møller 2000 s. 288).

Andra kroppsdelar som påverkar gångens smidighet och effektivitet är aktivering av bålen samt armarnas och axlarnas rörelser (Levine et al. 2012 s. 38-39). Under gången aktiveras de djupa magmuskulerna, som förbättrar höftmuskulaturens funktion, stabiliserar bäckenet och förbättrar kontrollen av bröstkorgens rörelser (Kruus-Niemelä 2011 s. 141).



Figur 1. Nedre extremitetens muskler (The medical dictionary)

3.2 Gången

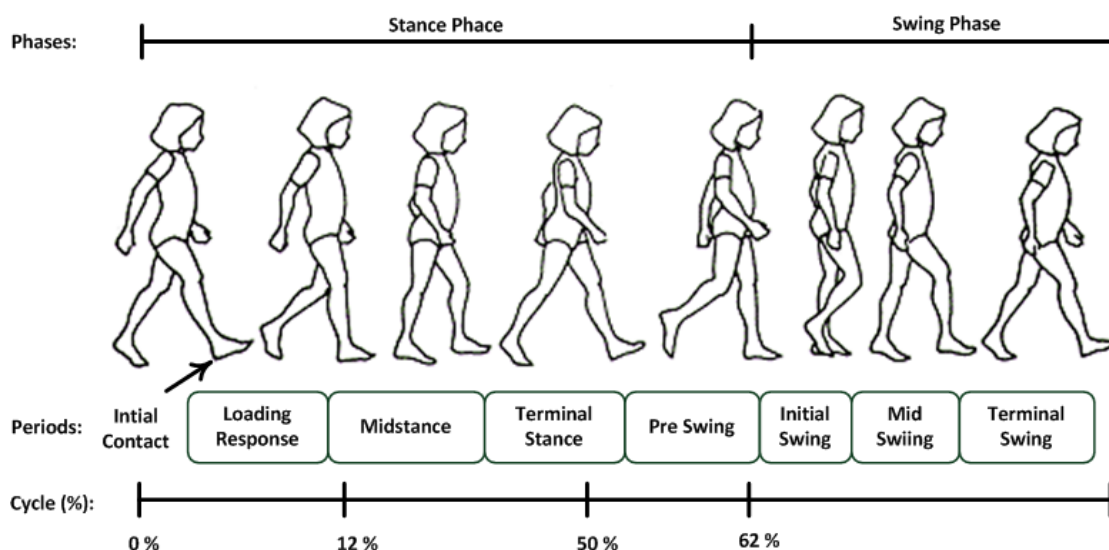
Gång kräver stabilitet för att stöda kroppsvikten, mobilitet av kroppssegmenten samt motorisk kontroll då kroppsvikten förflyttas från ena benet till det andra. Det primära målet med gång är att den ska fungera med möjligast låg energiförbrukning. (Lusardi et al. 2013 s. 104)

3.2.1 Gångcykelns indelning

Gångcykeln börjar då ena benets häl sätts mot underlaget och pågår tills samma benets häl på nytt sätts mot underlaget (Levine et al. 2012 s. 32). Gångcykeln kan delas in i en stödfas och en svängfas. Stödfasens uppgifter är viktacceptans och ett bens stöd medan svängfasens uppgift är att föra framåt det ben som svänger. Under stödfasen är foten (hälen, hela foten eller tårna) i kontakt med underlaget. Under svängfasen är foten i luften, dvs. svängfasen börjar då tårna lämnar underlaget och slutar då hälen igen rör i underlaget (Lusardi et al. 2013 s.105). Stödfasen utgör ca 60% av gångcykeln och svängfasen utgör ca 40% av den (Ahonen et al. 1998 s. 159; Lusardi et al. 2013 s. 105).

Stödfasen börjar med en dubbelstödfas, går över till en enkelstödfas varefter det igen kommer en dubbelstödfas och slutar med en för-svängfas. Svängfasen börjar med en initial-svängfas, övergår till en mellan-svängfas och slutar med en slut-svängfas. (Ahonen et al. 1998 s. 159)

Gångcykelns händelseförlopp (figur 2) kan delas in i åtta olika steg. Den börjar med initialkontakt (hälisättning), motsatta fotens tår lämnar underlaget, fria foten svänger förbi stödbenet (här sker tåskuff av stödbenet), motsatta fotens hälisättning, tårna lämnar underlaget, fötterna ligger bredvid varandra, tibia är i en lodrät position och slutar med initialkontakt där en ny gångcykel börjar. (Ahonen et al. 1998 s. 159-213; Levine et al. 2012 s. 32-33)



Figur 2. Gångcykelns faser (Derawi Biometrics)

3.2.2 Höftens, knäts och fotens rörelser och funktion under gången

Höftleden är en kulled och dess rörelser är flexion, extension, abduktion, adduktion, utåtrotation och inåtrotation (Boysen-Møller 2000 s. 260-261). De mest noterbara rörelserna i höften under gången är flexion och extension (Levine et al. 2012 s. 39).

Knäleden är ur en mekanisk synvinkel en gångjärnsled. Dess huvudrörelser är flexion och extension men den kan även göra en liten utåt- och inåtrotation (Boysen-Møller 2000 s. 274). M. quadriceps femoris och m. hamstring förser knät med en märkbar kontroll under gången. Dessa två muskler rör på knät och låser det så att knät inte flekteras då det inte ska göra det. Även knäets ligamenter och knäets beniga anatomi ger en stark grund till både statisk och dynamisk funktion (Shaffer et al. 2008 s. 34).

Fotleden är en tvåaxlad led och tillåter rörelserna plantarflexion och dorsalflexion samt eversion och inversion (Behnke 2008 s. 215). Av fotledens leder har talokruralleden (*articulatio talocruralis*) den största rollen under gången. Leden är en gångjärnsled och dess rörelser är dorsalflexion och plantarflexion (Boysen-Møller 2000 s. 296; Levine et al. 2012 s. 6). Foten har tre funktionella uppgifter under gången. Den fungerar som en stötdämpare, vänjer sig vid underlaget och fungerar som en stel hävstång (Ahonen et al. 1998 s. 166; Kruus-Niemelä 2011 s. 76-78).

Höft-, knä- och fotledens muskler arbetar på tre olika sätt under gången. Muskelkontraktion ger stabilitet under stödfasen genom att motstå tyngdkraftens effekt. Under tåskuff och initial-svängfas driver de framåt samt accelererar de benet. Under slut-svängfasen bromsar de in hastigheten för att förbereda sig inför följande initialkontakt. (Lusardi et al. 2013 s. 668)

Efter en lårbensamputation är musklerna runt höften svagare eftersom de muskler som betjänar både höft- och knäleden har kapats av (Larsson & Norlin 1996 s. 156). En person som genomgått en lårbensamputation står inför en stor utmaning då både knä- och fotleden samt deras muskulatur fattas (Shaffer et al. 2008 s. 34). De flesta protesknän tillåter rörelse i endast ett plan (flexion/extension) vilket gör att rörelsen av det anatomiska knät är svår att återskapa. Det finns heller inte en protesfot som motsvarar den funktionsförmåga som en anatomisk fot har (Lusardi et al. 2013 s. 595-663).

3.2.3 Mätningar under gången

Olika faktorer som ofta analyseras och mäts under gången är steglängd, dubbelsteglängd, stegbredd, stegfrekvens, gånghastighet, kroppens tyngdpunkt och energiförbrukning. (Larsson & Norlin 1996 s. 21; Lusardi et al. 2013 s. 104-105)

Steglängd mäts från kontaktpunkten av ena benets häl till kontaktpunkten av andra benets häl, dvs. sträckan från höger häl till vänster häl. *Dubbelsteglängd* mäts från kontaktpunkten av ena benets häl till nästa kontaktpunkt av samma bens häl, dvs. sträckan från höger häl till höger häl. (Lusardi et al. 2013 s. 104)

Stegbredd är avståndet från insidan av ena sidans häl till insidan av andra sidans häl. En normal stegbredd är ca 5-15 cm och beror på bl.a. anatomisk uppbyggnad samt muskelkraft och muskelkontroll. (Ahonen et al. 1998 s. 164, Kruus-Niemelä 2011 s. 140)

Stegfrekvens beskriver antalet steg som tas under en given tid (oftast steg/minut). *Gånghastighet* beskriver avståndet som går under en given tid (ofta cm/sekund eller meter/minut). (Lusardi et al. 2013 s. 104)

Med *kroppens tyngdpunkt* menas den punkt i kroppen där kroppens massa är koncentrerad. Denna punkt befinner sig ungefär i mitten av bäckenet, framför den andra sakralkotan (Larsson & Norlin 1996 s. 21). *Energiförbrukning* delas in i två grupper; energi som används under en viss tid och energi som används under en viss sträcka. Faktorer som påverkar energiförbrukningen är bl.a. avvikande rörelser, kroppsvikt och hur ekonomiska rörelserna är (Levine et al. 2012 s. 52-53; UKK-instituutti).

3.2.4 Den lårbensamputerade personens gång

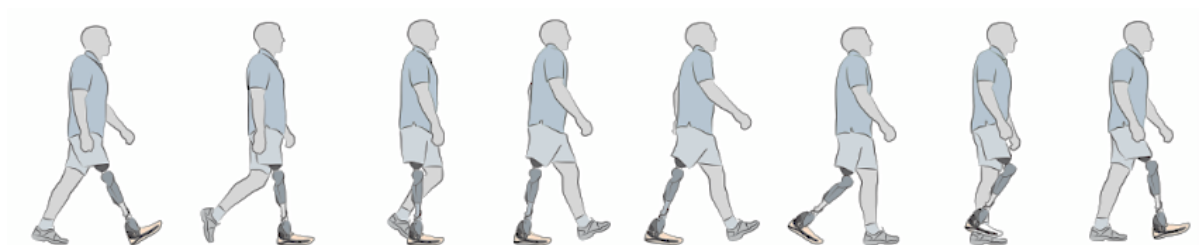
Det finns vissa typiska drag i protesgången hos personer med ensidig lårbensamputation (Lusardi et al. 2013 s. 678). Nedan kommer en beskrivning över hur gång med en protes borde se ut i teorin samt vilka typiska problem och kompensationsrörelser som förekommer under protesgång.

- Tidig stödfas: Under initialkontakt ska protesbenets knä göra full extension för att placera foten i en lämplig ställning och ge den en mjuk belastning när vikten

överförs till protesbenet. Då vikten överförs till protesbenet ska protesfoten rulla mjukt till platt position (*foot-flat*). Olika problem som ofta förekommer under denna fas är knäinstabilitet, att foten smäller i underlaget eller att det sker en utåtrotation av protesfoten. (Lusardi et al. 2013 s. 678-679)

- Mellanstödfas till sen stödfas: Kroppen ska framåtskrida smidigt över protesfoten och det ska ske en effektiv förberedning inför svängfasen. Olika problem och kompensationsrörelser som ofta förekommer under denna fas är höjning av pelvis, knäinstabilitet, sänkning av pelvis samt lateralflexion av bålen mot protessidan. (Lusardi et al. 2013 s. 679)
- Svängfas: Under svängfasen görs en tillräckligt kraftig höftflexion för att få tårna att lämna underlaget. Knät ställs i extension för att förbereda sig inför initialkontakt. Olika problem som ofta uppstår under svängfasen är överdriven lordos i korsryggen, överdriven knäflexion och höjning av hälen, medial och lateral rörelse av protesbenets smalben och fot (*medial/lateral whips*), för tidig extension av protesknät, det friska benet stiger upp på tå under stödfasen (*vaulting*) och att hela protesbenet svänger framåt i en lateral båge (*circumduction*). (Lusardi et al. 2013 s. 680-682)

Övriga typiska problem som ofta uppstår under protesgång är att det sker ett abduktionsmönster, dvs. att protesbenet inte hålls i mittlinje under gången. Dessutom kan steglängden, svängfasens tid och armarnas rörelser vara ojämna. (Lusardi et al. 2013 s. 682-683)



Figur 3. Protesgång (Össur 2)

3.3 Rehabiliteringens olika delar

I detta stycke presenteras rehabiliteringsprocessen för de lårbensamputerade personer som blir protesanvändare. Det krävs ett lyckat samarbete av hela multiprofessionella teamet för att rehabiliteringen ska uppnå ett gott slutresultat. En lyckad rehabilitering har en stor inverkan på hur bra gångare den amputerade personen blir. Trots att rehabiliteringen efter en amputation har flera utmaningar, finns det många möjligheter till succé och belöning (Lusardi et al. 2013 s. 467).

3.3.1 Preoperativ rehabilitering

I vissa fall måste en amputation genomföras plötsligt, t.ex. som följd av ett olycksfall. Allt som oftast framskrider sjukdomen som leder till en amputation långsamt och då kan personen förbereda sig både psykiskt och fysiskt inför amputationen. En förberedelse är viktig med tanke på hur protetiseringen kommer att lyckas. Under den preoperativa rehabiliteringen ska personen spurras och motiveras till att delta i sin egen vård. (Kruus-Niemelä 2003 s. 177)

Under den preoperativa rehabiliteringen görs aktiv träning och passiva stretchingar för att bevara ledernas rörlighet. Det är speciellt viktigt att bevara fullt rörelseomfång i höftleden. Efter amputationen blir det svårare att öka höftledens rörlighet eftersom hanteringen av stumpen orsakar smärta och hävstången är kortare. Det är viktigt att uppehålla allmänskonditionen enligt patientens egna möjligheter och förstärka hela kroppens muskulatur. Den bästa aktiva träningen för att bevara muskelstyrkan, ledernas rörlighet och nedre extremitetens funktion är vanlig gång. Det hjälper till att bevara minnet av gångmönstret. Endast ca 15% klarar av att gå före operationen. (Engstrom & Van der Ven 2001 s. 19-20)

Om det förekommer smärta i den kroppsdel som ska amputeras är det viktigt med smärtlindring före amputationen för att minska risken för fantomsmärta efter amputationen (Suomen proteesipalvelu). Dessutom är det bra att träna användningen av olika hjälpmedel som t.ex. rullstol och kryckor redan före operationen (Kruus-Niemelä 2003 s. 177).

3.3.2 Amputation

Målsättningen med en amputation är att få en stump som är kraftig, funktionell, tål belastning och har en passlig längd med tanke på protetiseringen. Då operationsteamet funderar på amputationsnivån måste de vara medvetna om vilken typ av stump är mest funktionsduglig med tanke på protetiseringen. (Kruus-Niemelä 2011 s. 697-698)

En amputation borde genomföras på lägsta möjliga nivå med hänsyn till hudens tillstånd och vävnadens blodcirkulation så att det finns möjlighet till läkning (Vårdhandboken). Läkaren bestämmer amputationsnivån innan operationen på basen av skadans art. I vissa fall konsulteras även en ortopedtekniker för att avgöra vilken amputationsnivå som är mest passande för protetisering (Otto Bock).

Det är viktigt att genomföra amputationen så lågt ner på lårbenet som möjligt eftersom en lång stump har en större muskel och därmed en bättre muskelkraft. Stumpen fungerar som en hävstång och ger kraft för att styra protesen. En lång stump underlättar användningen av en protes och har en bättre funktionsförmåga. En kort stump drar sig lätt i en flexions- och adduktionsfelställning, är kraftlös och kan ha en för liten kontaktyta till protesen. (Pohjolainen 1993)

3.3.3 Fantomkänsla och fantomsmärta

Efter en amputation är nerverna skadade (Personskade Förbundet RTP). Den psykofysiska kontakten är rubbad vilket gör att hjärnan inte har registrerat den förlorade kroppsdelens och smärtekänslan fortsätter. Smärtans uppkomst påverkas bl.a. av hur illa nerverna har skadats under amputationen, psykiskt stress och kyla. Smärtan kan bero på nedsatt blodcirkulation till stumpen, att de avkapade nerverna är sönderslitna inuti eller att nerver hamnat i kläm p.g.a. mekanisk retning, t.ex. om en proteshylsa trycker eller sitter dåligt. Smärta kan också orsakas av att man har svårt att acceptera amputationen och de begränsningar som den förlorade kroppsdelens innebär. Dessa symptom kallas för fantomkänsla och fantomsmärta (Suomen proteesipalvelu).

Nästan alla amputerade personer upplever fantomkänslor. Det innebär att känslan av den avlägsnade kroppsdelens finns kvar. Känslan kan förekomma i olika former, t.ex.

som att den avkapade extremiteten sitter kvar, att man känner dess ställning (flexion/extension) eller att det kliar i kroppsdelens som inte längre finns kvar (Terveyskirjasto). Med tiden försvinner ofta känslan av benet medan känslan av foten blir kvar. Ofta känns det som att foten är direkt ansluten till stumpan (Personskade Förbundet RTP). Hos ca 50-80 % blir känslan smärtsam och det kallas för fantomsmärta (Terveyskirjasto).

Fantomsmärta känns i den avlägsnade kroppsdelens och är en förnimmelse av den kroppsdel som kapats av. Oftast är smärtan kontinuerlig och har återkommande anfall. Smärtan är individuell och kan kännas som en krampaktig, stickande, huggande och brännande smärta. Fantomsmärta förekommer ofta ifall det funnits smärta i den amputerade kroppsdelens innan amputationen. Därför är det viktigt med bra smärtlindring före amputationen för att minska risken för fantomsmärta efter amputationen (Suomen proteesipalvelu). Smärtan kan minska med tiden men kan även bli kvar och vara väldigt invalidiserande samt försämra en amputerad persons livskvalitet (Personskade Förbundet RTP).

Fantomsmärta behandlas med bl.a. smärtmedicinering, massage, värmebehandling och TENS. Fysioterapi och träning av stumpens muskulatur är viktigt för det förbättrar ämnesomsättningen, blodcirkulationen, nervmuskelfunktionen och kroppskännet. Alternativa behandlingar som används för smärtlindring är olika terapiformer som främjar psykiskt välbefinnande, t.ex. avslappningsterapi, akupunktur, hypnos och spegelterapi. (Personskade Förbundet RTP; Suomen proteesipalvelu)

3.3.4 Postoperativ rehabilitering

Efter operationen sätts förberedelsen inför en protes igång (Lusardi et al. 2013 s. 559). Det är viktigt med snabb stumpläkning för att stumpan ska bli protesduglig så fort som möjligt (Liupakka 2010 s. 404). Fokus läggs på sårvård, att minska svullnad och smärta, lägesbehandling, användning av olika hjälpmedel och fysioterapi. En viktig förutsättning för snabb återhämtning är att sätta igång med rörelseträning och förflyttningsövningar så snabbt som möjligt efter operationen (Kruus-Niemelä 2003 s. 177; Lusardi et al. 2013 s. 523).

Den postoperativa rehabiliteringen består av flexibilitetsträning, styrketräning, uthållighetsträning och träning av den posturala kontrollen. Det är viktigt att bevara rörelseförmågan i höftleden eftersom risken för kontrakturutveckling är stor i höftflexorerna och höftens utåttrotatorer. Denna typ av kontraktur kan leda till problem med hur bra protesens sitter, benets linjering, leda till försämrad kontroll av protesknät samt ge en ineffektiv gång. (Lusardi et al. 2013 s. 571-572)

Förstärkning av hela kroppens muskulatur är viktigt med tanke på hur bra protesgångaren personen blir. Det är lika viktigt att träna det amputerade benet som det friska benet. Det finns vissa nyckelmuskelgrupper som det läggs extra mycket fokus på. Förstärkning av höftextensorerna förbättrar kontrollen av protesknät och förstärkning av höftabduktorer hjälper pelvis att hållas stilla under stödfasen. Förstärkning av bålen och övre extremitetens muskulatur förbättrar den posturala kontrollen, de resiprokala armrörelserna samt pelvis kontroll under gången. Ju kortare stumpen är, desto större är energiförbrukningen under protesgång. Därför är det extra viktigt för personer med ensidig amputation ovanför knät att träna uthållighet. (Lusardi et al. 2013 s. 572-573)

För att få en protes måste stumpen vara i rätt position, ha en god rörelseförmåga och muskelkraft. Stumpen får inte heller kännas öm (Liupakka 2010 s. 404). Ca två veckor efter amputationen, när sårets kondition förbättrats, påbörjas användningen av en tillfällig protes. Den gör det möjligt att snabbt komma tillbaka på fötterna, göra gångövningar, belasta det amputerade benet och träna protesanvändning. När stumpens mått blivit oföränderliga, börjas tillverkningen av en permanent protes (Kruus-Niemelä 2003 s. 178). Med den permanenta protesens påbörjas bl.a. balansträning, tyngdöverföringsövningar och återinläring av gången (Engstrom & Van der Ven 2001 s. 131).

3.4 Proteser och komponenter

Framsteg i teknologin, material och protesmodellernas funktion har förbättrat livskvaliteten märkbart hos personer med ensidig amputation ovanför knät. Protesmodellerna blir alltmer avancerade varje år. Det har möjliggjort att allt fler amputerade personer kan gå bekvämt och naturligt. (Lusardi et al. 2013 s. 652-666)

Målsättningen med en protes är att ge dess användare en så energisnål och naturlig gång som möjligt (Lusardi et al. 2013 s. 678). En protes ska ersätta den saknade kroppsdelens och främja funktionsförmågan med tanke på användarens individuella målsättningar och livsstil (Shaffer et al. 2008 s. 34). Det finns inte en protes som är duglig för alla och därför måste varje protesanvändare testa sig fram till vilken som känns lämplig (Lusardi et al. 2013 s. 652-683).

3.4.1 Protesknän

Ett protesknä har två huvudfunktioner; smidig flexion och extension under svängfasen samt att behålla optimal knästabilitet under stödfasen. Ett ostabilt knä eller ett knä som är svårt att kontrollera under stödfasen kan orsaka farosituationer och öka fallrisken. Ett knä som är svårt att flektera kan orsaka problem under svängfasen och leda till snubbling eller fall. (Lusardi et al. 2013 s. 663-668)

Det finns protesknän med mekaniska och elektroniska mekanismer att välja mellan. Användning av en mekanisk knäled kräver en god muskulär och mekanisk kontroll för att kunna öka hastigheten, steglängden och för att ge stabilitet under stödfasen. En elektronisk knäled fungerar med sensorer och kräver mindre energi för att kunna kontrollera rörelser. (Shaffer et al. 2008 s. 34-36)

Mekaniska knäleder kan delas in i två grupper; *singelaxlade knän* och *polycentriska knän*. *Singelaxlade knän* har en knäled med endast en axel. De tillåter flexions- och extensionsrörelser och har inte en roterande egenskap (Dupes 2014 s. 49-50; Lusardi et al. 2013 s. 663). Dess användare måste använda sig av sin egen muskelstyrka för att hålla knät stadigt under stödfasen. *Polycentriska knän* har en knäled med multipla axlar och har därmed en roterande egenskap (Dupes 2014 s. 49-50).

Protesknälederna har mekanismer som försäkrar stabiliteten och styr rörelserna. För att försäkra stabiliteten under protesbenets vikt bärande fas kan man välja mellan ett knä med ett *manuellt* lås eller ett *viktaktiverat* lås (Dupes 2014 s. 50). Det *manuella* låset har ett automatiskt låssystem som låser sig då knät går i full extension (Lusardi et al. 2013 s.

664). Det *viktaktiverade* knät låser sig då tyngd sätts på protesbenet och går i flexion först då tyngden tas bort från protesbenet (Dupes 2014 s. 50).

För att kontrollera knäets svängning under gången finns det att välja mellan *hydrauliska* och *pneumatiska* mekanismer. Den *hydrauliska* mekanismen fungerar med flödande hydraulisk vätska och ger dess användare möjlighet till en smidig gång med flera olika hastigheter (Dupes 2014 s. 50; Lusardi et al. 2013 s. 665). Den *pneumatiska* mekanismen fungerar med lufttryck och ger också dess användare möjlighet till en omväxlande gånghastighet (Lusardi et al. 2013 s. 665).

Microprocessorknäleder har en elektronisk funktion. De är utrustade med sensorer som konstant avläser knäts position under gångcykeln. De kontrollerar hastigheten och lättheten av knäets svängning samt ger knäleden stabilitet och motstånd under stödfasen. Microprocessorknän gör att det är lätt att anpassa sig till olika gånghastigheter och terränger samt möjliggör en naturlig gång. De har ett batteri som måste laddas dagligen. (Dupes 2014 s. 50)

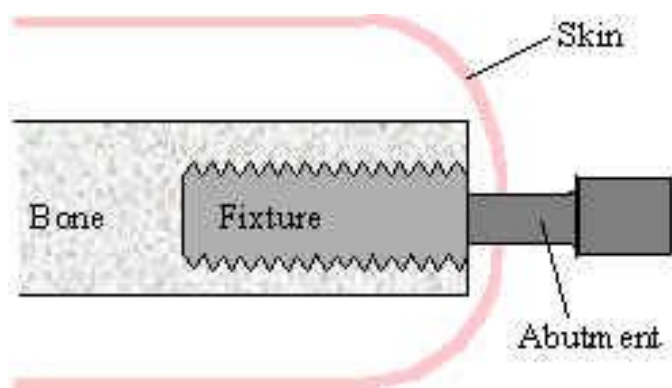
Det finns även motordrivna knäleder, ”Power Knees”, som ger dess användare en hög aktivitetsnivå. De ger en aktiv rörelse och en förbättrad stabilitet under stödfasen genom att ersätta förlorad muskelfunktion. De möjliggör aktiv flexion och extension under gången, underlättar symmetrisk viktfördelning och ger en naturlig gång. Dessutom förbättrar de användarens uthållighet. Eftersom dessa knäleder är elektroniska, har de ett batteri som måste laddas. (Össur)



Figur 4. Protesknän med mekanisk (t.v.), microprocessor (mitten) och power (t.h.) funktion. (Medical Expo; Otto Bock 2 & Össur)

3.4.2 Osseointegrerad protes

Osseointegration innebär att en protes förankras rakt in i skelettet. En skelettförankrad protes består av en titanskruv, som opererats in i mörghålan samt av en titanförlängning. Själva protesdelen sätts sedan fast i titanförlängningen. Fördelar med osseointegration är att man slipper använda en hylsa som kan orsaka bl.a. irritation av huden, svettning och smärta. Den är dessutom lättanvänd, har en bra fjädring, tillåter fri rörelse av höften och ger en mer naturlig känsla av protesbenet. Nackdelar med denna typ av protes är bl.a. lång rehabiliteringsprocess, infektionsrisk, risk för fraktur och att de förankrade protesdelarna kan bli lösa eller lossna. Protesen lämpar sig för personer som har problem med användningen av en hylsa. Kontraindikationer för denna protes är bl.a. osteoporos, övervikt, diabetes och blodcirkulationsstörningar. (St. Jean & Fish 2011 s. 46-47)



Figur 5. Osseointegrerad protes (In the news)

3.4.3 Protesfötter

Det finns ett brett utbud av protesfötter med varierande funktioner och egenskaper vilket kan försvåra valet av en passlig protesfot. Den mest lämpliga protesfoten betjänar användarens individuella behov vid tidpunkten för valet och ger en naturlig gång. Faktorer som påverkar valet av en protesfot är bl.a. användarens aktivitetsnivå och vikt. Vid val av en protesfot måste tas hänsyn till att användarens nuvarande och potentiella funktionsförmåga samt behov kan förändras, t.ex. vid en viktförändring, livsstilsförändringar och förändring av aktivitetsnivå. Då måste protesfoten bytas ut till en som motsvarar användarens nya behov. (Lusardi et al. 2013 s. 595, Suomen proteesipalvelu 2)

Protesfötterna är indelade i olika grupper (K1-K4) på basen av deras funktionsmekanism. Det finns bl.a. protesfötter med en orörlig fotled, en singelaxlad fotled och en multiaxlad fotled. Dessutom finns det energilagrande protesfötter samt protesfötter med microprocessor-och powerteknologi, som ger en naturligare känsla och en mer energisnål gång. På basen av användarens funktionsnivå och behov görs valet av en passande protesfot (Lusardi et al. 2013 s. 595-599; Simon et al. 2014 s. 1-2). En lämplig protesfot borde främja rörligheten genom att vara funktionell, effektiv, praktisk och säker (Lusardi et al. 2013 s. 601). En viktig faktor vid val av lämplig protesfot är hur den påverkar protesknäts stabilitet under stödfasen. En protesfot som snabbt kan övergå platt mot underlaget (*foot-flat*) rekommenderas speciellt för dem med en kort stump eller svaga höftextensorer eftersom den förbättrar knästabiliteten under gångens vikt bärande fas (Lusardi et al. 2013 s. 668).

Det finns även specialtillverkade skor för protesanvändare. Den bästa skon med tanke på gången är stadig, rullar lätt över framfoten och är så lätt som möjligt. (Suomen proteesipalvelu 2)



Figur 6. Olika protesfotmodeller (Proteesipalvelu 2)

4 METOD

I detta kapitel presenteras arbetets metodval. Därtill beskrivs hur litteratursökningen gick till, vilka urvalskriterier artiklarna hade och vilken bedömningsmall som tillämpades i kvalitetsgranskningen av artiklarna. Dessutom beskrivs etiska aspekter som följdes under skrivandet.

4.1 Metodval

I detta arbete användes systematisk litteraturstudie som metod. Boken ”Att göra systematiska litteraturstudier; värdering, analys och presentation av omvårdnadsforskning” av Forsberg & Wengström (2013) fungerade som stöd under skrivandet. Det finns vissa förutsättningar och kriterier som bör uppfyllas i en systematisk litteraturstudie. Enligt Forsberg & Wengström ska det finnas tillräckligt många studier av god kvalitet som fungerar som underlag för bedömning och slutsatser.

Studien ska ha en tydligt formulerad frågeställning som besvaras systematiskt genom att identifiera, välja, värdera och analysera relevant forskning (Forsberg & Wengström 2013 s. 26-27).

En systematisk litteraturstudie går ut på att systematiskt söka, kritiskt granska och sedan sammanställa litteraturen inom det valda området. Syftet är att sammanställa data från tidigare genomförda empiriska studier. Studien ska fokusera på aktuell forskning inom ett valt område och syfta till att hitta beslutsunderlag för klinisk verksamhet. (Forsberg & Wengström 2013 s. 30)

4.2 Litteratursökning

Litteratursökningen gjordes både i olika databaser och genom manuell sökning. I januari 2016 gjordes egna sökningar i databaserna PubMed, PEDro, Google Scholar, Cochrane Library. Den 02.02.2016 gjordes litteratursökningar i Terkko (Terveystieteiden kirjasto) vid Helsingfors Universitet med hjälp av en informatiker. Sökningen skedde i databasen OvidMedline. Sökningen i OvidMedline avgränsades till artiklar publicerade under år 2005 eller senare. Eftersom protesmodellerna blir mer och mer avancerade varje år, var det viktigt att få tag på så nya artiklar som möjligt.

I april 2016 gjordes en ny sökning i databasen PubMed för att se om det publicerats nya artiklar sedan senaste sökningen på denna databas, som skedde i januari. I de olika databaserna användes sökord i olika kombinationer: unilateral, transfemoral, above-knee, amputation, gait, cycle, walk, prostheses. I OvidMedline användes sökorden unilateral*, transfemoral*, amput*. Mellan dessa sökord användes termen ”adj2”. Den manuella sökningen gjordes genom artiklars referenslistor och tidskrifter som berör ämnet.

4.3 Urvalskriterier

Det fanns vissa kriterier som en artikel måste uppfylla för att inkluderas i detta arbete.

Inklusionskriterier:

- relevant för ämnet
- publicerad fr.o.m. år 2005
- tillgänglig gratis i fulltext
- skriven på svenska, finska, engelska, norska eller danska

4.4 Kvalitetsgranskning

För att fastställa artiklarnas kvalitet användes Statens beredning för medicinsk och social utvärderings (SBU) mall ”Mall för kvalitetsgranskning av observationsstudier”. Granskningsmallen är avsedd för att bedöma risken för systematiska fel och risken för intressekonflikter i en studie. Mallen kan modifieras vid behov. Om t.ex. en fråga inte är relevant för en viss studie kan den lämnas bort.

SBU har ingen poängsättning för denna granskningsmall. En egen poängsättning gjordes för att bestämma artiklarnas risk för bias. Artikelns fick poäng för varje fråga. Alla ”ja” svar gav 1 poäng, alla ”nej” svar gav 0,5 poäng och alla ”oklart” svar gav 0 poäng. Om artikelns fick två tredjedelar eller mer av poängen hade den låg risk för bias, dvs. den var av hög kvalitet. Om artikelns poäng var mellan en tredjedel och under två tredjedelar hade den medelhög risk för bias, dvs. den var av medelhög kvalitet. Om artikelns hade under en tredjedel av poängen hade den hög risk för bias, dvs. den var av låg kvalitet.

Kvalitetsgranskningsmallen hittas i slutet av arbetet (bilaga).

4.5 Etiska överväganden

Det finns vissa etiska aspekter som bör följas under skrivandet av en systematisk litteraturstudie. Stöld och plagiat av data, utan att ange en källa, är oacceptabelt. Forskningsprocessen får inte snedvridas t.ex. genom inkorrekt urval av data eller vilseledande analys av data som ger en felaktig tolkning. Studierna som väljs ska antingen vara godkända av etiska kommittén eller vara gjorda med noggranna etiska överväganden. En redovisning av alla inkluderade artiklar samt en presentation av all

resultat som både stöder och inte stöder hypotesen ska ingå. (Forsberg & Wengström 2013 s. 69-70)

Under skrivandet av detta arbete följdes de etiska riktlinjerna.

5 RESULTAT

I följande stycke presenteras resultatet av litteratursökningen och de inkluderade artiklarna i sin korthet.

5.1 Resultat av litteratursökningen

De egna litteratursökningarna, som skedde i januari 2016 i databaserna PubMed, PEDro, Google Scholar, Cochrane Library, gjordes först med flera olika sökord. Dessa sökningar resulterade i ett stort antal träffar och artiklar som inte var relevanta för arbetets syfte. Därefter avgränsades sökningen och färre sökord användes. Det resulterade i ett mindre antal träffar och fler relevanta artiklar. På basis av urvalskriterierna valdes en artikel med i arbetet från databasen PubMed.

Litteratursökningen i OvidMedline, som utfördes 02.02.2016 i Terkko (Terveystieteiden kirjasto) vid Helsingfors Universitet med hjälp av en informatiker, resulterade i 48 träffar. Av dessa lästes abstraktet på 28 artiklar. Sedan lästes 18 av dessa artiklar i fulltext. På basis av urvalskriterierna valdes 13 artiklar med i arbetet. Under den andra litteratursökningen i databasen PubMed, som gjordes i april 2016, hittades en ny artikel som publicerats efter den första sökningen. Artikeln uppfyllde urvalskriterierna och togs med i arbetet. Av den manuella sökningen genom artiklars referenslistor och tidskrifter inkluderades inga artiklar i arbetet. Artiklar som inte uppfyllt alla urvalskriterier exkluderades. I tabellen nedan finns resultatet från den avgränsade litteratursökningen.

Tabell 1. Resultat av den avgränsade litteratursökningen.

Databas	Sökord	Antal träffar	Abstrakt lästes	Inkluderade artiklar
PubMed Sökning 1	unilateral, transfemoral, amputation, gait	45	11	1
Sökning 2	unilateral, transfemoral, amputation, gait	47	3	1
PEDro	unilateral, transfemoral, amputation, gait	4	1	0
Google Scholar	"unilateral, transfemoral, amputation"	288	7	0
Cochrane Library	unilateral, transfemoral, amputation, gait	8	3	0
OvidMedline	unilateral* adj2 transfemoral* adj2 amput* (Avgränsning till artiklar som publicerats år 2005 eller senare)	48	28	13

5.2 Artikelpresentation

Artikel 1. Transfemoral amputations: Is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure?

Bell et al. 2014

Syfte: Jämföra den kvarvarande benstumpens längd och femurskraftets axelvinkel med energieffektivitet hos personer med ensidig lårbensamputation.

Urval: I studien deltog 26 personer med ensidig lårbensamputation. Orsak till amputation var trauma och det måste ha gått minst två år sedan amputationen gjordes. Av deltagarna använde 20 en protes med en microprocessormekanism och resten en mekanisk protes med hydraulisk mekanism.

Metod: I gruppen där benstumpslängden analyserades delades deltagarna in i två grupper: en grupp med en kort stump och en grupp med en lång stump. Gruppen med en kort stump hade 10 deltagare och deras stumplängd var 20-56% jämfört med längden av friska benets femur. Gruppen med en lång stump hade 16 deltagare och deras stumplängd var 57-86% jämfört med längden av friska benets femur. I gruppen där femurskäftets axelvinkel analyserades valdes 0° som en separationspunkt. Sexton personer hade en axelvinkel som var under 0° och de placerades i en femoral abduktionsgrupp. Åtta personer hade en axelvinkel som var mer än 0° och de placerades i en femoral adduktionsgrupp. Själva testet gick ut på att gå runt en 65m lång bana i 10 min med en självvald gånghastighet. Både innan och efter testet skulle deltagarna vila i 5 min. Under testet mättes pulsen, den metaboliska förbränningen, syreförbrukningen, gånghastigheten och kroppens masscentrum.

Resultat: Gruppen med en lång benstump hade en högre självvald gånghastighet än gruppen med en kort benstump. Det fanns ingen skillnad i metabolisk kostnad mellan de två grupperna som analyserade benstumpslängden. Det fanns ingen skillnad med metabolisk kostnad, hastighet och kroppens masscentrum mellan de två grupperna som analyserade femurskäftets ledvinkel.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 2. Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints

Bellmann et al. 2010

Syfte: Undersöka och identifiera funktionella olikheter hos fyra knäleder med microprocessorfunktion (C-Leg, Hybrid Knee, Rheo Knee och Adaptive 2)

Urval: I studien deltog 9 personer med ensidig lårbensamputation. Alla deltagare använde C-Leg i dagligt bruk och de hade tidigare använt flera olika protesknän vilket möjliggjorde att de kunde anpassa sig till en ny protes under en kort tid.

Metod: Deltagarna gjorde ett gångtest på ett löpband med de fyra olika knälederna. Innan testet började, justerades knäleden och deltagarna fick öva gå med protesen i minst två timmar tills de kände sig säkra med att använda protesen. Deltagarna fick bekanta sig med löpbandet innan testet började. Med varje knäled gjordes ett 15 min gångtest med tre olika gånghastigheter. Under den första femminutersperioden gick deltagarna med en självvald gånghastighet som var typisk för dem. Under den andra femminutersperioden gick de med en märkbart lägre hastighet (20 %) jämfört med den självvalda gånghastighet. Under den tredje femminutersperioden gick de med en märkbart högre hastighet (20 %) jämfört med den självvalda gånghastigheten. Under testet mättes gånghastighet, steglängd, stödfastid och stegtid (dvs. tiden som går åt att ta ett steg) och metabolisk energiförbrukning. Utöver gångtestet undersöktes trappgång, gång nedför en ramp, snubbling och förmåga att förhindra fallolyckor.

Resultat: Det fanns ingen stor skillnad mellan gånghastigheterna med de fyra olika knälederna. Det fanns endast en märkbar skillnad mellan C-Leg och Hybrid Knee under gång med en självvald hastighet samt under gång med den högre hastigheten. De olika knälederna visade skillnader i den maximala knäflexionsvinkeln och med vilken hastighet knävinkeln förändrades under gången. Det fanns ingen märkbar skillnad i metabolisk energiförbrukning mellan användning av de olika knälederna.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 3. Immediate effects of a new microprocessor-controlled prosthetic knee joint: A comparative biomechanical evaluation

Bellmann et al. 2012

Syfte: Undersöka den omedelbara biomekaniska effekten av ombyte till en ny microprocessorknäled och identifiera möjliga funktionella olikheter mellan denna nya knäled och en annan microprocessorknäled.

Urval: I studien deltog 11 personer med ensidig lårbensamputation. Deltagarna motsvarade varandras ålder, längd och vikt. Deltagarna hade erfarenhet av att använda den ena knäleden (C-leg) men var inte bekanta med den nya knäleden (Genium).

Metod: Deltagarna gick en 12m lång sträcka med tre olika självvalda gånghastigheter. I det första försöket gick deltagarna med en gånghastighet som var typisk för dem. I det andra försöket gick de med en märkbart lägre hastighet jämfört med det första försöket och i det tredje försöket gick de med en märkbart högre hastighet jämfört med det första försöket. Under testet mättes gånghastighet, steglängd, stödfastid och stegtid (tiden som går åt att ta ett steg). Olika kinematiska och kinetiska rörelser, bl.a. ledvinklar och markens reaktionskrafter (GRF), mättes. Ledvinklar mättes med markörer som var placerade på olika delar av kroppen och GRF mättes med två kraftplattor. Utöver gångtestet undersöktes trappgång samt gång upp-och nedför en ramp.

Resultat: Det fanns ingen märkbar skillnad i gånghastigheten mellan de två olika knäledmodellerna. Den nya knäleden (Genium) minskade steglängdens asymmetri under alla tre gånghastigheter. Med Genium-knät var GRF lägre under den vikt bärande fasen med de olika gånghastigheterna. Genium-knät visade ge en naturligare gångbiomekanik och belastningsfördelning i det friska och amputerade benet.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 4. Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity

Bonnet et al. 2014

Syfte: Undersöka det mekaniska arbetet som protesbenet och det friska benet hos personer med ensidig lårbensamputation utför under gången beroende på gånghastigheten.

Urval: I studien deltog sex personer med ensidig lårbensamputation och sex icke-amputerade kontrollpersoner. Orsak till amputation var trauma. De amputerade använde sin egen protes under testet. Alla protesanvändare hade en knäled som var justerbar under svängfasen och fem av dem använde ett microprocessorknä. Alla protesanvändare var aktiva gångare.

Metod: Alla deltagare gick en 9m lång sträcka med tre olika gånghastigheter (en självvald hastighet, en hastighet lägre än den självvalda och en hastighet högre än den självvalda). För varje gånghastighet gjordes åtminstone fem lyckade försök. Gångvägen var utrustad med två inbyggda kraftplattor. Gånghastighet mättes med en mätare, som placerades i varje deltagares rygg (Th1).

Resultat: De uppnådda gånghastigheterna var lägre hos de amputerade personerna under alla tre hastigheter. Protesbenets mekaniska arbete ökade inte med gånghastigheten i samma mängd som det gjorde för det friska benet och för de icke-amputerade personerna. Mekaniskt arbete utfört av protesbenet var märkbart mindre medan det friska benets mekaniska arbete var högre i jämförelse med de icke-amputerade personerna. Dessa begränsningar i protesbenet hade en koppling till ökat höftflexionsmoment under sen stödfas, vilket behövs för att börja en flexion av protesknät.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 5. Assessment of aerobic capacity and walking economy of unilateral transfemoral amputees

Gjovaag et al. 2014

Syfte: Undersöka validiteten och reliabiliteten av den maximala syreupptagningsförmågan under ett gångtest och jämföra den maximala syreupptagningen hos personer med ensidig lårbensamputation med en icke-amputerad kontrollgrupp.

Urval: Deltagarna delades in i tre grupper: en grupp bestående av 12 personer med ensidig lårbensamputation, en kontrollgrupp bestående av 12 icke-amputerade personer och en reliabilitetsgrupp bestående av 10 personer. Orsak till amputation var någon annan än en blodkärslsjukdom. Det hade gått åtminstone två år sedan amputationen gjordes, alla använde dagligen en protes och kunde gå minst 500m antingen utan hjälpmedel eller endast med måttligt stöd från en käpp eller krycka. Åtta av deltagarna använde en protes med ett microprocessorknä och fyra använde en avancerad mekanisk protes. Deltagarna i den amputerade gruppen och i den icke-amputerade gruppen motsvarade varandras vikt, längd, ålder, kön och fysisk kondition.

Metod: För att uppnå maximal syreupptagningsförmåga med ett gångtest, användes ett modifierat löpband vars lutning ökade progressivt. Testet bestod av tre faser. Under den första fasen gick deltagarna på jämnt underlag och den självvalda gånghastigheten bestämdes. Sedan övergick man direkt till fas 2, som var en uppvärmningsfas. Den gick ut på att gå 10 min med den självvalda gånghastigheten. Därefter gick man direkt vidare till fas 3, som gick ut på att uppehålla den självvalda gånghastigheten och var tredje minut skedde alltid en ökning av löpbandets lutning. Deltagarna gick sedan på löpbandet tills de blev utmattade. Under testet mättes syreupptagning, lungventilation och pulsen. Även stegfrekvensen och steglängden mättes. För att undersöka reliabiliteten av detta gångtest, gjorde reliabilitetsgruppen samma gångtest totalt tre gånger med en återhämningsperiod på 3-7 dagar mellan testerna. Dessutom utförde den icke-amputerade gruppen även ett springtest för att få reda på om den maximala syreupptagningsförmågan under löpning är jämförbar med det värde de fick under gångtestet.

Resultat: Den maximala syreupptagningsförmågan var 30 % lägre hos de amputerade i jämförelse med de icke-amputerade. Det fanns även en märkbar skillnad mellan självvald gånghastighet, stegfrekvens och steglängd hos de amputerade och de icke-

amputerade. Det fanns ingen märkbar skillnad mellan den icke-amputerade gruppens resultat från gångtestet och joggingtestet, dvs. den maximala syreupptagningsförmågan var densamma under båda testerna och således kan man säga att gångtestet mätte det som det var avsett att mäta. Reliabilitetsgruppens upprepningar av gångtestet visar en hög noggrannhet. Därmed kom man fram till att gångtestet har god validitet och reliabilitet.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 6. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee

Hafner et al. 2007

Syfte: Observera och bedöma skillnader mellan ett mekaniskt protesknä och ett protesknä med microprocessorfunktion (C-Leg) samt mäta deltagarnas funktionsförmåga, utförande och utreda vilka delar av protesknä de föredrar.

Urval: I studien deltog 21 personer med ensidig lårbensamputation. Inklusionskriterier var att deltagarna måste vara åtminstone 18 år gamla, de måste vara användare av en mekanisk protes och det måste ha gått minst två år sedan amputationen gjordes.

Metod: Deltagarna gick en 9m lång sträcka med en självvald gånghastighet. Under testet undersöktes stegsymmetri och steglängd. Testet gjordes med båda protesknäna. Utöver gångtestet mättes trappgång, upp-och nedgång för en 28,2m lång backe och gång på ojämn mark. Innan gångtestet gjordes, använde deltagarna turvis det mekaniska protesknät och microprocessorknät under en flera månader lång inledande studieperiod. Under denna period använde deltagarna en mätare som mäter stegaktivitet för att försäkra att varje deltagare upprätthåller en regelbunden aktivitetsnivå.

Resultat: Protesbenets steglängd ökade vid användning av ett microprocessorknä. Det friska benets steglängd förändrades inte. En majoritet av deltagarna föredrog

användning av microprocessorknät och kände sig bekvämare med det i jämförelse med det mekaniska protesknät.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 7. Mediolateral joint powers at the low back among persons with unilateral transfemoral amputation

Hendershot & Wolf 2015

Syfte: Analysera mediolaterala ledkrafter på nedre ryggen under gången hos personer med och utan ensidig lårbensamputation. Detta undersöktes för att förstå på vilket sätt vävnaderna i och runt nedre ryggen bidrar till förändrade laterala rörelser av bålen.

Urval: I studien deltog 20 personer med ensidig lårbensamputation och 20 icke-amputerade testpersoner. Orsak till amputation var trauma. Vissa inklusionskriterier krävdes för protesanvändarna: den självvalda gånghastigheten måste vara mellan 1.25 och 1.4 m/s, de måste ha en självständig gångförmåga utan hjälpmedel och en power protes var inte tillåten att använda. För att delta krävdes även att deltagarna inte hade problem i stöd- och rörelseorganen, neurologiska sjukdomar eller smärta som kan påverka gången. Deltagarna i de två grupperna måste motsvara varandras ålder, längd, vikt och självvalda gånghastighet.

Metod: Deltagarna gick längs en 15m gångväg med en självvald gånghastighet. Markörer, kameror och inbyggda plattor i gångvägen användes som mätsystem. Ledmomenter, ledvinkelhastigheter och mediolaterala ledkrafter mättes i nedre ryggen (L5/S1). Totala genereringsenergier (-) och absorptionsenergier (+) mättes under 5 dubbelsteglängder. Av amputationsgruppen mättes den från protesfoten och av icke-amputerade gruppen mättes den från höger fot.

Resultat: De amputerade hade större positiva faser av ledkraft på L5/S1 vilket tyder på att det sker mera mediolaterala rörelser av bålen hos lårbensamputerade under gången.

Dessa rörelser i bålen kan bidra till förhöjd smärtrisk i nedre ryggen eftersom bålmuskelaktivitet har en direkt inverkan på ryggradens belastningsnivå.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 8. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices

Johansson et al. 2005

Syfte: Undersöka vilken effekt två protesknän med varierbar dämpning (C-Leg och Rheo) har på metabolisk kostnad och gångbiomekanik under en behaglig gånghastighet. Utöver det jämfördes dessa två protesknän med ett mekaniskt protesknä (Mauch SNS).

Urval: I studien deltog åtta personer med ensidig lårbensamputation. Alla deltagare var erfarna protesanvändare, kunde gå med varierande hastighet och hade inga problem i stöd-och rörelseorganen eller andra sjukdomar.

Metod: Deltagarna gjorde tre olika test. Första testet gjordes på en 400m inomhusbana där deltagarna gick med en behaglig självvald hastighet runt banan. Samma gånghastighet användes med varje protes och proteserna testades i slumpmässig ordning. Under testet använde deltagarna en syreupptagningsmask för mätning av den metaboliska kostnaden under gången. De två övriga testerna gjordes i ett gånglaboratorium. Under det första laborietestet studerades två av proteserna och under det andra testet studerades den tredje proteserna. Proteserna valdes slumpmässigt. Under de två testerna gick deltagarna nio gånger med varje protes tvärs över en 10m lång gångväg. Kinematisk och kinetisk data samlades in under testet med markörer som placerats på olika punkter på deltagarnas kropp. GRF mättes med kraftplattor, som placerats på gångvägen och muskelaktivitet mättes med elektroder som placerats på två sätesmuskler (m. gluteus medius och m. gluteus maximus).

Resultat: Proteserna med en varierande dämpning gav en fördel under gången i jämförelse med den mekaniska proteserna. De gav en smidigare gång och minskade

höftens arbete under gången. Det fanns även skillnader mellan de två proteserna med varierande dämpning. Energiförbrukningen med Rheo var lägre jämfört med C-Leg. En majoritet av deltagarna hade även en märkbart lägre syreförbrukningen med Rheo än vad de hade med Mauch.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 9. The use of 6-min walk test as a proxy for the assessment of energy expenditure during gait in individuals with lower-limb amputation

Kark et al. 2011

Syfte: Undersöka användbarheten av två olika funktionella gångtest i mätning av energiförbrukning under gången. (15m gång med självvald gånghastighet och 6min gångtest)

Urval: I studien deltog sex personer med ensidig lårbensamputation, tio personer med ensidig transtibial amputation och 28 icke-amputerade testpersoner. Exklusionskriterier för de amputerade var multipla amputationer, amputationsnivån någon annan än ovanför eller under knät, användning av hjälpmedel under gången, under 6 månader av konstant protesanvändning och kognitiva sjukdomar. De icke-amputerade motsvarade de amputerades i ålder och BMI.

Metod: Deltagarna började med att göra 15m gångtestet med en självvald gånghastighet. De hade sex försök av vilka medelvärdet räknades i senare beräkningar. Därefter började 6 min gångtestet. En pulssensor och en mask som mäter energiförbrukningen sattes på deltagarna. Innan det andra gångtestet började, vilade deltagarna sittande i 5 min. Gångtestet gjordes i en 30m lång korridor. Tiden av varje varv samt gångsträckan som deltagarna gick under 6min togs upp. Efter gångtestet vilade deltagarna igen i 5 min. Pulsen och energiförbrukningen mättes både innan och efter 6 min gångtestet samt under själva gångtestet. De amputerade använde sin egen protes under testet och alla deltagare använde sina egna skor.

Resultat: Gångtesternas resultat visade att deltagarna med ensidig lårbensamputation hade den långsammaste självvalda gånghastigheten och den långsammaste gånghastigheten överlag under de båda testerna. Under första tredjedelen av 6 min gångtestet sjönk de båda amputationsgruppernas gånghastighet mera än de icke-amputerades. Det fanns ingen märkbar skillnad i pulsen mellan de tre grupperna. Deltagarna med ensidig lårbensamputation och de icke-amputerade hade liknande energiförbrukning under hela testet. Däremot hade deltagarna med ensidig lårbensamputation en märkbart högre energikostnad än deltagarna i de två andra grupperna. Ett 6 min gångtest kan fungera som metod för mätning av energikostnad under gången, men man bör vara försiktig med att använda den som enda mätmetod då man mäter energikostnad hos personer med en amputation i nedre extremiteten. Ett 15 min gångtest med självvald hastighet är inte en lämplig metod för att mäta energiförbrukning eller energikostnad.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 10. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees

Kaufman et al. 2012

Syfte: Jämföra symmetrin under gången hos personer med ensidig lårbensamputation när de använder en mekanisk knäled och en microprocessorknäled.

Urval: I studien deltog 15 personer med ensidig lårbensamputation och 20 friska icke-amputerade personer. Personerna med lårbensamputation hade använt en protes i åtminstone två år, var användare av en mekanisk protes, behövde inte använda hjälpmedel under gången och hade inga sjukdomar.

Metod: Deltagarna gjorde två olika test. Under det första testet gick deltagarna tre gånger längs en 20m lång gångbana med en behaglig självvald gånghastighet. Personerna med ensidig lårbensamputation använde en mekanisk protes under det första testet. I slutet av det första testet byttes de amputerade personernas protesknä ut till ett

microprocessorknä. De fick instruktioner hur de ska använda den nya protesen. Sedan fick de använda protesen i medeltal 18 veckor varefter de återvände för att göra det andra testet med microprocessorknät. Under det andra testtillfället gjorde deltagarna samma gångtest som gjordes under det första testet. Under de båda testerna samlades data in med videokameror, inbyggda kraftplattor i gångvägen och med markörer som placerades på olika punkter på deltagarna och som mätte rörelser.

Resultat: Användning av ett microprocessorknä förbättrar märkbart symmetrin av rörelser som sker i sagittalplan under gången med en självvald hastighet.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 11. Physical function, gait, and dynamic balance of transfemoral amputees using two mechanical passive prosthetic knee devices

Lythgo et al. 2010

Syfte: Undersöka vilken effekt två mekaniskt passiva knäproteser (3R90 och 3R92) har på fysisk funktionsförmåga, gång och dynamisk balans hos personer med ensidig lårbensamputation

Urval: I studien deltog fem personer med ensidig lårbensamputation. Inklusionskriterier för deltagarna var bl.a. minst fem års användning av protes åtminstone 6-8h/dag, att kunna gå 1 km utan problem och att det inte skett några fallolyckor de senaste 6 månaderna.

Metod: Deltagarna gick sex gånger med en självvald hastighet tvärs över en 10m lång gångväg. På gångbanan fanns en 4,9m lång matta (GAITRite), som analyserade och samlade in data under gången. Utöver gången mättes även fysisk funktionsförmåga och deltagarnas dynamiska balans med TUG, ett 6 min gångtest och ett FSST (four square step test). Samma test gjordes med båda knäproteserna.

Resultat: Gånghastigheten var långsammare med 3R90 protesen (5cm/s). En skillnad i gånghastigheten märktes i steglängden och i stegfrekvensen. Det fanns ingen skillnad i symmetrin mellan de två knäproteserna. Inga andra märkbara gångavvikelser hittades.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 12. Plantar pressures and ground reaction forces during walking of individuals with unilateral transfemoral amputation

Peduzzi de Castro et al. 2014

Syfte: Beskriva och jämföra fotsuletrycket, fotens överrullning och markens reaktionskrafter (GRF) i båda benen hos personer med ensidig lårbensamputation och hos icke-amputerade personer under gången. Dessutom kontrollerades om det är relevant att bestämma de amputerade personernas förändringar i gångmönstret med en kraftplatt och en tryckplatta.

Urval: I studien deltog 14 personer med ensidig lårbensamputation och 21 icke-amputerade personer. Orsak till amputation var trauma, infektion eller blodcirkulationsstörning. Inklusionskriterier för de amputerade var att det måste ha gått åtminstone två år sedan amputationen. De personer som använde ett protesknä med en elektronisk mekanism, en energilagrande fotled, hade smärta eller använde ett hjälpmedel under gången exkluderades. De icke-amputerade fick inte ha problem i stöd- och rörelseorganen eller smärta under gången.

Metod: I mitten av en 8m lång gångväg placerades en kraftplatta och en tryckplatta på varandra. Innan testet började fick deltagarna bekanta sig med gångvägen och prova den. Under datainsamlingen gick testpersonerna denna gångväg med en självvald gånghastighet. De amputerade deltagarna utförde testet sex gånger, dvs. de steg tre gånger på plattan med protesbenet och tre gånger med det friska benet. De icke-amputerade utförde testet tre gånger och de steg på plattan med deras högra ben. Förändringar i gångmönstret (steglängd och gånghastighet) bedömdes visuellt genom att jämföra övningstillfället med själva teststillfället.

Resultat: Fördelningen av fotsuletrycket, fotens överrullning och GRF i de amputerade personernas protesben och friska ben skiljde sig märkbart från de icke-amputerade personernas testvärden. Protesbenet hade en asymmetrisk fördelning av fotsuletrycket i hälen, mittfoten och i framfoten. Under fotens överrullning skedde tryckfördelningen i protesbenet, det friska benet och i de icke-amputerade personernas ben vid olika tidpunkter. GRF var störst i de amputerade personernas friska ben. De amputerade personernas friska ben hade en längre stödfastid än vad protesbenet och de icke-amputerade hade. En högre GRF, längre stödfastid och högre fotsuletryck i mediala framfoten av de amputerade personernas friska ben tyder på att den belastas mera under gången jämfört med protesbenet. En kraftplatta och en tryckplatta verkar vara bra instrument för att mäta skillnader i nedre extremiteten hos personer med ensidig lårbensamputation.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 13. Sound limb loading in individuals with unilateral transfemoral amputation across a range of walking velocities

Russell Esposito et al. 2015

Syfte: Fastställa om unga personer med ensidig lårbensamputation påvisar biomekaniska problem som leder till förhöjd risk för artrosbildning.

Urval: I studien deltog 14 unga krigstjänstemän med ensidig lårbensamputation och 14 icke-amputerade krigstjänstemän. Orsak till amputation var trauma. Inklusionskriterier för de amputerade var att de måste ha haft protesen i minst 3 månader och de måste vara självständiga protesanvändare som kan gå utan hjälpmedel. 12 amputerade personer använde en mikroprocessorprotes (C-Leg) och två använde en mekanisk protes (Össur).

Metod: Deltagarna gick en 20m lång sträcka med en självvald hastighet och därefter med tre standardiserade hastigheter som baserade sig på benens längd och Froude nummer 0.10 (hastighet 1- långsamt), 0.16 (hastighet 2- medel) och 0.23 (hastighet 3-

snabbt). För deltagarna med ensidig lårbensamputation analyserades sex stödfaser av det friska benet då det hade full kontakt med underlaget. För de icke-amputerade deltagarna analyserades sex stödfaser av det högra benet. Data samlades in med kameror, inbyggda kraftplattor och markörer som placerades på anatomiska landmärken på varje deltagare.

Resultat: Högre belastningsvärden av det friska benet hos personer med ensidig lårbensamputation tydde på att det friska benet kan ha en förhöjd risk för brosk-och vävnadsskador.

Kvalitetsgranskning: Låg risk för bias.

Artikel 14. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees

Schaarschmidt et al. 2012

Syfte: Undersöka de underliggande mekanismerna som leder till kinematiska och kinetiska asymmetrier hos personer med ensidig lårbensamputation. I studien utreddes också om de två olika protesknäna (microprocessor C-Leg och mekanisk 3R80) och olika gånghastigheter påverkade deras asymmetri.

Urval: I studien deltog fem personer med ensidig lårbensamputation. Orsak till amputation var trauma. Alla deltagare använde i dagligt bruk C-Leg men hade tidigare använt en mekanisk protes.

Metod: Deltagarna gick på ett löpband med fyra olika gånghastigheter (0.5, 0.8, 1.1 och 1.4 m/s) i 60s per varje gånghastighet. Mellan försöken fick deltagarna en 2 min vilopaus. Först gjorde de testet med C-Leg protesknät och sedan bytte de till 3R80 protesknät och gjorde samma test om igen. Deltagarna fick bekanta sig med löpbandet innan testet startade. I löpbandet fanns en inbyggd kraftplatta som mätte GRF.

Resultat: Gångmönstret var liknande med båda protesmodellerna. Protesbenets stödfastid var kortare jämfört med friska benets. Detta gällde för båda proteserna under

alla gånghastigheter. Protesbenets enkelstödfastid var betydligt kortare jämfört med friska benets. Detta gällde för båda proteserna under alla gånghastigheter. Dubbelstödfastiden minskade med ökad hastighet. Detta gällde för båda protesmodellerna och båda benen. Med lägre gånghastighet (0.5 och 0.8 m/s) var dubbel-stödfastiden, dvs. när kroppsvikten flyttades från friska benet till protesbenet, förlängd jämfört med när kroppsvikten flyttades från protesbenet till friska benet. Stegtiden minskade med ökad hastighet och stegtidens asymmetri mellan friska sidan och protesbenet ökade med högre hastighet. Detta gällde för båda protesmodellerna. Brister i protesbenets funktion (t.ex. saknad av aktiv knäextension och tåskuff) kompenseras med det friska benet.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

Artikel 15. Persons with unilateral transfemoral amputation experience larger spinal loads during level-ground walking compared to able-bodied individuals

Shojaei et al. 2015

Syfte: Undersöka skillnader mellan bålsmuskelkrafter och ryggradens belastning under gången hos personer med och utan ensidig lårbensamputation.

Urval: I denna studie användes data från en tidigare utförd studie. I den tidigare gjorda studien deltog 20 personer med ensidig lårbensamputation och 20 icke-amputerade testpersoner. Deltagarna i de två grupperna motsvarade varandra i ålder, längd och vikt. Orsak till amputation var trauma. Vid testtillfället hade det gått i medeltal tre år sedan amputationen gjordes. Inklusionskriterier för de amputerade var att de inte fick ha funktionsnedsättningar, neurologiska problem eller problem i stöd-och rörelseorganen, de måste använda en protes dagligen och de fick inte vara användare av hjälpmedel.

Metod: Kinematisk data från en tidigare gjord undersökning användes i denna studie. I den tidigare gjorda undersökningen gick deltagarna en 15m lång sträcka med en självvald hastighet. Sedan samlades in kinematisk data av pelvis och thorax rörelser in. I denna studie användes den tidigare gjorda undersökningens data i en biomekanisk

modell av ryggraden för att bedöma globala (muskler som fäster vid thorax) och lokala (muskler som fäster vid lumbara ryggraden) muskelkrafter och belastningen i ryggraden under gången.

Resultat: Asymmetri och en ökning av bålmusklernas rörelser hos personer med ensidig lårbensamputation hade ett samband med en ökning av globala och lokala muskelkrafter i bålen jämfört med de icke-amputerade. De globala muskelkrafterna var större under stödfasen (initialkontakt och tåskuff) i de amputerade personernas friska ben i jämförelse med protesbenet och den icke-amputerade kontrollgruppen. De lokala muskelkrafterna under stödfasen var större i de amputerade personernas protesben samt friska ben i jämförelse med de icke-amputerade. Kompressionskrafter i intervertebrala diskar (L4-L5 och L5-S1) var större under initialkontakt i de amputerade personernas friska ben i jämförelse med protesbenet och de icke-amputerade. Denna kompressionskraft var större under tåskuff i de amputerade personernas protesben samt friska ben i jämförelse med de icke-amputerade. Under gången sker upprepad belastning vilket antagligen ökar smärtrisken i nedre ryggen för personer med ensidig lårbensamputation.

Kvalitetsgranskning: Medelhög risk för bias.

5.3 Sammanfattning av resultat

I detta kapitel besvaras arbetets frågeställningar med resultaten från de inkluderade artiklarnas studier.

5.3.1 Frågeställning 1

Hur skiljer sig protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation från normal gång?

Gånghastigheten är lägre hos personer med ensidig lårbensamputation. Det leder till att de har en lägre stegfrekvens och kortare steglängd under gången (Gjoyvaag et al. 2014).

Under gång med olika självvalda hastigheter (medelsnabbt, långsamt och snabbt tempo) uppnår personer med ensidig lårbensamputation en lägre självvald gånghastighet i jämförelse med icke-amputerade personer (Bonnet et al. 2014; Kark et al. 2011). Även benstumpens längd påverkar gånghastigheten. Lårbensamputerade personer med en lång benstump har en högre självvald gånghastighet än de med en kort benstump (Bell et al. 2013). Den maximala syreupptagningsförmågan är lägre hos personer med ensidig lårbensamputation i jämförelse med icke-amputerade personer (Gjoyvaag et al. 2014). Personer med ensidig lårbensamputation har också en betydligt större energikostnad under gången (Kark et al. 2011).

Det förekommer mera asymmetri och kompensationsrörelser under protesgång än under normal gång (Shaarschmidt et al 2012; Shojaei et al. 2015). Hos personer med ensidig lårbensamputation förekommer många skillnader i protesbenets och det friska benets funktion under gången (Bonnet et al. 2014; Peduzzi de Castro et al. 2014; Russel Esposito et al. 2015). Protesbenet har en asymmetrisk fördelning av fotsuletrycket i hälen, mittfoten och i framfoten under stödfasen. Lårbensamputerade personers friska ben har en högre GRF och en längre stödfastid under gången än vad protesbenet samt de icke-amputerade personerna har (Peduzzi de Castro et al. 2014). Det friska benets mekaniska arbete under gången är större än protesbenets mekaniska arbete (Bonnet et al. 2014). Dessa ovannämnda förhöjda värden i det friska benet tyder på att det belastas mera under gången jämfört med protesbenet (Bonnet et al. 2014; Peduzzi de Castro et al. 2014; Russel Esposito et al. 2015). Brister i protesbenets funktion kompenseras med det friska benet (Shaarschmidt et al 2012).

Hos personer med ensidig lårbensamputation förekommer även en ökning av bålmsklernas rörelser och förhöjd bålmskelaktivitet vilket tyder på att det sker kompensationsrörelser i bålen under gången hos dem. (Hendershot & Wolf 2015; Shojaei et al. 2015)

5.3.2 Frågeställning 2

Vilka problem kan ett förändrat gångmönster hos personer med ensidig lårbensamputation leda till i stöd- och rörelseorganen?

Under gången har det friska benet högre belastningsvärden än protesbenet. Det betyder att det friska benet kan ha en förhöjd risk för brosk-och vävnadsskador (Russel Esposito et al. 2015). Asymmetrisk gång och en ökning av bålmsklernas rörelser hos personer med ensidig lårbensamputation har ett samband med en ökning av muskelkrafter som verkar på bålen (Shojaei et al. 2015). Hos personer med ensidig lårbensamputation är ledkrafterna, som verkar på nedre ryggen (L5/S1), förhöjda under gången. Det tyder på en ökning av bålens mediolaterala rörelser hos dem under gången. Dessa rörelser i bålen kan bidra till en förhöjd smärtrisk i nedre ryggen eftersom bålmskelaktivitet har en direkt inverkan på ryggradens belastningsnivå (Hendershot & Wolf 2015). Kompressionskrafter, som verkar på intervertebrala diskar (L4/L5 och L5/S1) under gången, är också förhöjda hos personer med ensidig lårbensamputation. Eftersom det under gången sker upprepad kroppsbelastning, betyder det att smärtrisken i nedre ryggen antagligen är förhöjd för personer med ensidig lårbensamputation (Shojaei et al. 2015).

5.3.3 Frågeställning 3

Vilka skillnader förekommer under gången vid användning av olika protesknän?

Det förekommer skillnader i gånghastigheten mellan de olika protesmodellerna (Bellmann et al. 2010; Lythgo et al. 2010). En förändring i gånghastigheten påverkar även steglängden och stegfrekvensen (Lythgo et al. 2010). Beroende på protesmodell kan det finnas skillnader i steglängdens symmetri samt i symmetrin av rörelser som sker i sagittalplan under gången med en självvald hastighet (Bellmann et al. 2012; Kaufman et al. 2012).

Det finns skillnader i protesknänas maximala knäflexionsvinkel och med vilken hastighet knävinkeln förändras under gången (Bellmann et al. 2010). Protesbenets GRF under stödfasen kan variera beroende på protesmodell (Bellmann et al. 2012). Även energiförbrukningen och syreförbrukningen kan påverkas beroende på vilken protesmodell som används (Johansson et al. 2005).

Det förekommer skillnader i gångens smidighet och i hur stort arbete höften gör under gången (Johansson et al. 2005). Beroende på protesmodell finns även skillnad i hur naturlig gångbiomekaniken är och hur belastningen fördelas i det friska och det amputerade benet (Bellmann et al. 2012).

6 DISKUSSION

I följande stycke diskuteras arbetets metod och resultat.

6.1 Metoddiskussion

Syftet med detta arbete var att sammanställa information om protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation som olika yrkesgrupper och övriga intresserade kan använda som en informationskälla. Jag ville utreda om det finns skillnader mellan protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation och normal gång. Syftet var också att klargöra om ett förändrat gångmönster hos personer med ensidig lårbensamputation kan medföra problem i stöd- och rörelseorganen. Dessutom utforskades om det förekommer skillnader under gången vid användning av olika protesknän. Jag ville även utreda vad som saknas om ämnet inom forskningsvärlden och vad som kunde göras mer forskning om.

Enligt Forsberg & Wengström (2013 s. 26) kan flera kliniska frågeställningar besvaras genom en systematisk litteraturstudie. Därför ansåg jag att en systematisk litteraturstudie var ett lämpligt metodval för att få svar på arbetets frågeställningar. En av metodens styrkor enligt mig är att den går ut på att beskriva hela arbetsprocessen på ett systematiskt och omsorgsfullt sätt.

I litteratursökningen användes flera olika sökord vilket resulterade i ett stort antal träffar. Jag valde att minska mängden sökord för att underlätta och förskrabbas sökningen av artiklar som var relevanta för mitt ämne. Detta kan ha lett till att flera relevanta artiklar föll bort från mitt arbete. En genomgång av ett stort antal artikelrubriker skulle ha varit tidskrävande men kunde ha resulterat i fler inkluderade artiklar. Dessutom kan

jag konstatera i efterhand att det kunde ha lönat sig att göra sökningar i fler databaser. Den vägen kunde jag möjligtvis ha hittat ännu fler artiklar som kunde ha inkluderats i arbetet. Då kunde även arbetets slutresultat se annorlunda ut.

Eftersom protesmodellerna blir alltmer avancerade varje år valde jag att avgränsa sökningen till artiklar som publicerats år 2005 eller senare. Protesernas snabba utveckling har även förbättrat gångkvaliteten hos lårbensamputerade personer. Därför var det viktigt att exkludera gamla forskningsartiklar. Enligt Forsberg & Wengström (2013 s. 30) ska arbetet fokusera på aktuell forskning inom ett valt område. En fördel med avgränsningen var att jag fick tag på artiklar där de amputerade deltagarna använde avancerade protesmodeller med dagens teknologi. En nackdel med denna avgränsning var att det kan ha lett till att flera intressanta artiklar exkluderades från arbetet. De övriga urvalskriterierna ledde inte till att artiklar behövde exkluderas. Alla relevanta artiklar som jag hittade var skrivna på engelska och tillgängliga gratis i fulltext.

I kvalitetsgranskningen av artiklarna användes SBU:s mall för kvalitetsgranskning av observationsstudier. Denna mall kändes som ett lämpligt val eftersom den hade tydliga instruktioner och en noggrann beskrivning av varje fråga. Jag strävade till att granska artiklarna jämnt och ur en neutral synvinkel. En brist med denna mall är att den inte har en poängsättningsskala.

För mig var det viktigt att arbetet fick en bred teoridel. Eftersom arbetet handlar om gången tyckte jag det var viktigt att ha med kort basfakta om gången. Rehabiliteringsprocessen efter en amputation har en stor inverkan på hur bra gångare en lårbensamputerad person blir. Protesmodellen har också en stor inverkan på hur bra gångförmåga dess användare har. Därför valde jag att ta med en bred faktabas som stöd för artiklarna.

6.2 Resultatdiskussion

I detta arbete inkluderades 15 artiklar som uppfyllde urvalskriterierna. Artiklarna kvalitetsgranskades och det resulterade i åtta artiklar med medelhög risk för bias och sju artiklar med låg risk för bias. Även om de inkluderade artiklarna kom upp till relativt

höga poäng i kvalitetsgranskningen har de enligt mig flera brister. En av deras brister är att deltagarnas antal var litet i alla inkluderade artiklar. Med fler deltagare kunde resultaten se annorlunda ut. Det är dock förståeligt varför det fanns få deltagare med i studierna. Med tanke på att det finns ett begränsat antal personer med ensidig lårbensamputation kan jag tänkta mig att det skulle ha varit utmanande att samla ihop en stor grupp lårbensamputerade personer på ett och samma ställe under samma tidpunkt. En fördel med få deltagare var att antalet bortfall under studiens gång var litet. Endast i en studie (Hafner et al. 2007) föll tre deltagare bort (14 % av alla deltagare).

En annan brist med artiklarna är att deltagarna med lårbensamputation hade en aktiv livsstil och var i gott fysiskt skick. En god fysik underlättar användningen av en protes och förbättrar gångkvaliteten. Det är fullt förståeligt varför de amputerade deltagarna i studierna var i gott fysiskt skick. Det underlättar märkbart genomförandet av ett gångtest. Det är svårt att genomföra ett gångtest med personer som använder hjälpmedel eller inte orkar gå långa sträckor, som krävdes i flera av undersökningarna. Protesmodellerna som användes i studierna hade en avancerad teknologi vilket ger användaren en fördel under gången. Dessutom var orsaken till deltagarnas amputation ofta traumarelaterad. De fynd som artiklarna kom fram till gäller därmed främst personer med ensidig lårbensamputation som har en aktiv livsstil, en god fysik, använder en avancerad protesmodell och har blivit amputerade p.g.a. traumarelaterade orsaker.

De inkluderade artiklarna är väldigt olika till syfte, design och metod. På grund av att studierna vill utreda många olika saker används det också väldigt många olika mätmetoder i dem. Eftersom artiklarna undersöker så många olika saker är det svårt att jämföra dem sinsemellan. De artiklar som delvis undersöker samma saker har kommit fram till liknande fynd och resultat. Artiklarnas design är interventionsstudie (kliniskt test eller cross over), tvärsnittsstudie, observationsstudie (cross sectional), randomiserad cross over studie och retrospektiv studie.

Sex av de inkluderade artiklarna jämför olika protesmodeller sinsemellan. Tre artiklar undersöker problem i stöd- och rörelseorganen. En artikel jämför benstumpens längd och femurskäftets axelvinkel med energieffektivitet. En artikel undersöker skillnader i

protesbenets och det friska benets mekaniska arbete. En artikel undersöker den maximala syreupptagningsförmågan hos lårbensamputerade och icke-amputerade under gången. En artikel utreder energiförbrukningen hos lårbensamputerade och icke-amputerade under gången. En artikel undersöker de underliggande mekanismerna till kinematiska och kinetiska asymmetrier. En artikel jämför fotsuletrycket, fotens överrullning och GRF under gången. Ifall man bara läser artikelrubrikerna får man kanske inte den bilden att alla av dem kan besvara arbetets frågeställningar. Artiklarna har ett huvudsyfte men de flesta undersöker även flera andra saker. Därmed har jag kunnat använda dem för att få svar på mina frågeställningar.

I den första frågeställningen söktes svar på hur protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation skiljer sig från normal gång. En sammanfattning av svaret på den frågan är att hos personer med ensidig amputation är gånghastigheten och stegfrekvensen lägre samt steglängden kortare (Gjoyvaag et al. 2014). Den maximala syreupptagningsförmågan är lägre och de har en större energikostnad (Gjoyvaag et al. 2014; Kark et al. 2011). Det förekommer mera asymmetri och kompensationsrörelser under protesgång än under normal gång (Shaarschmidt et al 2012; Shojaei et al. 2015). Hos personer med ensidig lårbensamputation förekommer många skillnader i protesbenets och det friska benets funktion under gången (Bonnet et al. 2014; Peduzzi de Castro et al. 2014; Russel Esposito et al. 2015). Det friska benet belastas mera under gången jämfört med protesbenet och brister i protesbenets funktion kompenseras med det friska benet (Bonnet et al. 2014; Peduzzi de Castro et al. 2014; Russel Esposito et al. 2015; Shaarschmidt et al 2012).

I den andra frågeställningen söktes svar på vilka problem ett förändrat gångmönster hos personer med ensidig lårbensamputation kan leda till i stöd- och rörelseorganen. En sammanfattning av svaret lyder att ett förändrat gångmönster kan leda till en förhöjd risk för brosk- och vävnadsskador i det friska benet samt till en förhöjd smärtrisk i nedre ryggen. (Hendershot & Wolf 2015; Russel Esposito et al. 2015; Shojaei et al. 2015)

I den tredje frågeställningen söktes svar på vilka skillnader som förekommer under gången vid användning av olika protesknän. En sammanfattning av svaret är att vid användning av olika protesknän förekommer skillnader i gånghastigheten, steglängden

och stegfrekvensen (Bellmann et al. 2010; Lythgo et al. 2010). Det förekommer även skillnader i steglängdens symmetri och i symmetrin av rörelser som sker i sagittalplan (Bellmann et al. 2012; Kaufman et al. 2012). Det förekommer skillnader i protesknäns maximala knäflexionsvinkel och med vilken hastighet knävinkeln förändras under gången (Bellmann et al. 2010). Även skillnader i energiförbrukningen, syreförbrukningen och protesbenets GRF under stödfasen kan förekomma (Bellmann et al. 2012; Johansson et al. 2005). Det förekommer skillnader i gångens smidighet och hur stort arbete höften gör (Johansson et al. 2005). Beroende på protesmodell finns även skillnader i hur naturlig gångbiomekaniken är och hur belastningen fördelas i det friska och det amputerade benet (Bellmann et al. 2012).

Enligt det som jag läst om arbetets ämnesområde i litteraturen och enligt det som jag skrivit i teoridelen om gången hos lårbensamputerade personer tänkte jag att svaret på den första och den andra frågeställningen skulle ha sett lite annorlunda ut. I artiklarna kom det inte fram lika många skillnader i gångmönstret hos lårbensamputerade personer och icke-amputerade personer som det förekommer mellan dem enligt litteraturen. Detta kan bl.a. bero på att deltagarna i artiklarna var i gott fysiskt skick, använde avancerade protesmodeller och var få i antal. Det kan vara en orsak till att deras gång inte skiljde sig lika mycket från normal gång som det gör enligt litteraturen. Det kan också bero på att den litteratur som jag läst är delvis gammal. En förbättring i protesernas teknologi kan vara en ledande orsak till att det skett en förbättring i gångkvaliteten hos lårbensamputerade personer.

Eftersom det inte förekom lika stora avvikelser i de lårbensamputerade personernas gångmönster som det enligt litteraturen borde förekomma fanns det heller inte många problem som deras gångmönster orsakade i stöd- och rörelseorganen. En annan orsak till att svaret på den andra frågeställningen blev kort var att endast tre av de inkluderade artiklarna handlade om problem i stöd- och rörelseorganen som orsakas av ett förändrat gångmönster. Fastän resultaten från artiklarna inte var just desamma som jag hade tänkt tycker jag ändå att arbetets frågeställningar fick mångsidiga svar.

7 SLUTSATS

Protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation leder till många förändringar i gångmönstret och kräver mer energi än normal gång. Skillnader i protesbenets och det friska benets funktion medför att det friska benet utsätts för högre belastning under gången. Det leder till att det friska benet har en förhöjd risk för brosk- och vävnadsskador. På grund av kompensationsrörelser i bålen under gången har personer med ensidig lårbensamputationen även en förhöjd smärtrisk i nedre ryggen. Det förekommer flera skillnader i gångkvaliteten beroende på vilket protesknä som används. Skillnader i protesmodellernas funktion kan ses i gångmönstret, gånghastigheten, energi- och syreförbrukningen samt i protesbenets funktion och belastning. Lårbensamputerade personer som är i gott fysiskt skick och använder en avancerad protesmodell har lättare att behärska protesbenets rörelser och kan gå en mer naturlig gång. Oberoende av protesmodell, användarens fysik och aktivitetsnivå skiljer sig protesgång ändå från normal gång.

Detta arbete kan fungera som en informationskälla för olika yrkesgrupper och övriga intresserade som vill utöka sin kunskap om protesgång hos personer med ensidig lårbensamputation. Resultaten av detta arbete gäller främst de personer med ensidig lårbensamputation som har en aktiv livsstil, en god fysik, använder en avancerad protesmodell och vars orsak till amputation är traumarelaterad. Detta arbete fokuserar endast på gång på jämnt underlag men i verkligheten är omgivningen mer utmanande. Det skulle vara intressant om det gjordes mer forskning om olika utmaningar som förekommer hos personer med ensidig lårbensamputation under vardagliga aktiviteter som t.ex. trappgång och gång i olika miljöer. Eftersom protesmodellernas utveckling sker i snabb takt och deras teknologi blir mer avancerad varje år är det viktigt att det görs regelbundet nya undersökningar om deras funktionsmekanismer och om vilken effekt de har på gången.

KÄLLOR

- Ahonen, Jarmo; Fogelholm, Mikael; Haapalainen, Jouni; Hautala, Arto; Immonen, Seppo; Jansson, Laura; Kangas, Jukka; Laukkanen, Raija; Perttunen, Jarmo; Sandström, Marita; Ström, Tita; Tossavainen, Matti & Vilponen, Minna. 1998, *Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu*, Gummerus, 528 s.
- Behnke, Robert S. 2008, *Anatomi för idrotten- fakta om rörelseapparaten*, Sisu idrottsböcker, 254 s.
- Bell, Johanna C; Wolf, Erik J; Schnall, Barri L; Tis, John E & Potter, Benjamin K. 2014, *Transfemoral amputations: Is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure?*, Clinical orthopaedics and related research, vol 472, s. 3055-3061
- Bellmann, Malte; Schmalz, Thomas; Ludwigs, Eva & Blumentritt, Siegmund. 2010, *Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joint*, Arch Phys Med Rehabil, vol 91, s. 644-652
- Bellmann, Malte; Schmalz, Thomas; Ludwigs, Eva & Blumentritt, Siegmund. 2012, *Immediate effects of a new microprocessor-controlled prosthetic knee joint: A comparative biomechanical evaluation*, Arch Phys Med Rehabil, vol 93, s. 541-549
- Bonnet, Xavier; Villa, Coralie; Fodé, Pascale; Lavaste, Francois & Helene Pillet. 2014, *Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transition: Effect of walking velocity*, J Engineering in Medicine, vol 228 nr 1, 60-66
- Boysen-Møller, Finn. 2000, *Rörelseapparatus anatomi*, Liber, 381 s.
- Derawi Biometrics, *Gait*. Tillgänglig: http://biometrics.derawi.com/?page_id=38
Hämtad: 18.3.2016
- Dupes, Bill. 2014, *Prosthetic Knee systems*, Amputee coalition of America, s. 49-50.
Tillgänglig: <http://www.amputee-coalition.org/military-instep/knees.pdf> Hämtad: 13.3.2016

- Engstrom, Barbara & Van de Ven, Catherine. 2001, *Therapy for amputees*, 3 uppl., Churchill Livingstone, 332 s.
- Forsberg, Christina & Wengström, Yvonne. 2013, *Att göra systematiska litteraturstudier – Värdering, analys och presentation av omvårdnadsforskning*, 3 uppl., Natur & Kultur, 219 s.
- Gjovaag, Terje; Starholm, Inger M; Mirtaheri, Peyman; Hegge, Fride W & Skjetne, Katrine. 2014, *Assessment of aerobic capacity and walking economy of unilateral transfemoral amputees*, *Prosthetics and orthotics international*, vol. 38 nr. 2, s. 140-147
- Hafner, Brian J; Willingham, Laura L; Buell, Noelle C; Allyn, Katheryn J & Smith, Douglas G. 2007, *Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee*, *Arch phys med rehabil*, vol 88, s. 207-217
- Hendershot, Brad D & Wolf, Erik J. 2015, *Mediolateral joint powers at low back among persons with unilateral transfemoral amputation*, *American congress of rehabilitation and medicine*, vol 96, s. 154-157
- In the news, *Getting an artificial leg up*. Tillgänglig: <http://www.abc.net.au/science/slab/leg/> Hämtad: 15.4.2016
- Johansson, Jennifer L; Sherrill, Delsey M; Riley, Patrick O; Bonato, Paolo & Herr, Hugh. 2005, *A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices*, *American journal of physical medicine & rehabilitation*, vol 84 nr 8, s. 563-575
- Kark, Lauren; McIntosh, Andrew S & Simmons, Anne. 2011, *The use of the 6-min walk test as a proxy for the assessment of energy expenditure during gait in individuals with lower-limb amputation*, *Journal of rehabilitation research*, vol 34, s. 227-234
- Kaufman, Kenton R; Frittoli, Serena & Frigo, Carlo A. 2012, *Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees*, *National institute of health*, vol 25 nr 5, s. 460-465

- Kruus-Niemelä, Maria. 2003, Proteesit ja ortoosit. I: A-L, Salminen, red. *Apuvälinekirja*, 2 uppl., Kehitysvammaliitto, s. 177-178
- Kruus-Niemelä, Maria. 2011, Alaraaja-amputaatiot ja protetisointi. I: I. Liukkonen & R. Saarikoski, red. *Jalat ja terveys*, Duodecim, s. 76-698
- Larsson, Lars-Erik & Norlin, Rolf. 1996, *Hur det går till när man går – en introduktion till gånganalys*, Studentlitteratur, 286 s.
- Levine, David; Richards, Jim & Whittle, Michael W. 2012, *Whittle's gait analysis*, 5 uppl., Churchill Livingstone, 177 s.
- Liupakka, Paula. 2010, Hoito alaraaja-amputaation jälkeen. I: M, Mustajoki; A, Alila; E, Matilainen & M, Rasimus, red. *Sairaanhoitajan käsikirja*, 5 uppl., Duodecim, s. 404
- Lusardi, Michelle M; Jorge, Milagros "Millee" & Nielsen, Caroline. 2013, *Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation*, 3 uppl., Saunders Elsevier, 851 s.
- Lythgo, Noel; Marmaras, Bill & Connor, Helen. 2010, *Physical function, gait, and dynamic balance of transfemoral amputees using two mechanical passive prosthetic knee devices*, Arch Phys Med Rehabil, Vol 91, s. 1565-1570
- Medical Expo, *Polycentric prosthetic knee joint*. Tillgänglig: <http://www.medicalexpo.com/prod/ossur/product-74948-467934.html> Hämtad: 15.4.2016
- Otto Bock, *Amputationsnivå*. Tillgänglig: <http://www.ottobock.se/proteser/information-för-amputerade/från-amputation-till-rehabilitering/amputationsnivå/> Hämtad: 05.3.2016
- Otto Bock 2, *C-Leg knee joint*. Tillgänglig: <http://www.ottobock-export.com/en/prosthetics/products-from-a-to-z/c-leg-microprocessor-controlled/> Hämtad: 15.4.2016
- Peduzzi de Castro, Marcelo; Soares, Denise; Mendes, Emilia & Machado, Leandro. 2014, *Plantar pressure and ground reaction forces during walking of individuals*

with unilateral transfemoral amputation, American academy of physical medicine and rehabilitation, vol 6, s. 698-707

Personskade Förbundet RTP, *Vad är fantomsmärta/fantomkänsla?* Tillgänglig:

<http://www.rtps.se/index.php?id=152> Hämtad: 22.2.2016

Pohjolainen, Timo. 1993, *Alaraaja-amputaatiot ja protetisointi*, Duodecim. Tillgänglig:

http://duodecimlehti.fi/web/guest/arkisto?p_p_id=Article_WAR_DL6_Articleportlet&viewType=viewArticle&tunnus=duo30045&_dlehtihaku_view_article_WAR_dlehtihaku_p_auth Hämtad: 15.2.2016

Russell Esposito, Elizabeth; Aldridge Whitehead, Jennifer M & Wilken, Jason M. 2015, *Sound limb loading in individuals with unilateral transfemoral amputation across a range of walking velocities*, Clinical biomechanics, vol 30, s. 1049-1055

Schaarschmidt, Margit; Lipfert, Susanne W; Meier-Gratz, Christine; Scholle, Hans-Christoph & Seyfarth, Andre. 2012, *Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees*, Human movement science, vol 31, s. 907-917

Shaffer, Erik; Kort, Chris & Kreuter, Phil. 2008, *The prosthetic knee – Microprocessor and non-microprocessor knee joints*, inMotion, vol 18 nr 7, s. 34-36. Tillgänglig: http://www.amputee-coalition.org/wp-content/uploads/2015/05/prosthetic_knees.pdf Hämtad: 10.3.2016

Simon, Ann M; Ingraham, Kimberly A; Fey, Nicholas P; Finucane, Suzanne B; Lipschutz, Robert D; Young, Aaron J & Hargrove, Levi J. 2014, *Configuring a powered knee and ankle prosthesis for transfemoral amputees within five specific ambulation modes*, PLOS ONE, vol 9 nr. 6, s. 1-2

Shojaei, Iman; Hendershot, Brad D; Wolf, Erik J & Bazrgari Babak. 2015, *Persons with unilateral transfemoral amputation experience larger spinal loads during level-ground walking compared to able-bodied individuals*, Clinical Biomechanics, s. 157-168

St.-Jean, Carole & Fish, Natalie. 2011, *Osseointegration: Examining the pros and cons*, inMotion, vol 21 nr 5, s. 46-47. Tillgänglig: <http://www.amputee->

coalition.org/inmotion/sep_oct_11/osseointegration_pros_cons.pdf Hämtad:

13.3.2016

Suomen proteesipalvelu, *Aavesärky ja sen hallinta*. Tillgänglig:

http://proteesipalvelu.fi/v2/?/fysiot/uutinen/aavesaerky_ja_sen_hallinta Hämtad:

27.2.2016

Suomen proteesipalvelu 2, *Sääriproteesit*. Tillgänglig:

<http://proteesipalvelu.fi/v2/?tuotteet/saariproteesit> Hämtad: 15.3.2016

Terveyskirjasto, *Aavesärky*. Tillgänglig:

http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=kha00042 Hämtad:

14.2.2016

The medical dictionary, *Muscles of the leg- Anterior view*. Tillgänglig: [http://medical-](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/)

[dictionary.thefreedictionary.com/ /viewer.aspx?path=davisTab&name=111.jpg&url=](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/)

[http%3A%2F%2Fmedical-dictionary.thefreedictionary.com%2FLeg%2Bmuscle](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/%2FLeg%2Bmuscle)

Hämtad: 15.4.2016

UKK-instituutti, 2015. *Liikunta kuluttaa energiaa*. Tillgänglig:

http://www.ukkinstituutti.fi/tietoa_terveysliikunnasta/liikunta_ja_painonhallinta/liikunta_kuluttaa_energiaa Hämtad: 23.2.2016

Vårdhandboken, 2013. *Benamputation, vård och behandling*. Tillgänglig:

<http://www.vardhandboken.se/Texter/Benamputation-var-d-och-behandling/Oversikt/>

Hämtad: 22.2.2016

Össur, *Power Knee*. Tillgänglig: [http://www.ossur.com/prosthetic-](http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee)

[solutions/products/dynamic-solutions/power-knee](http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee) Hämtad: 11.4.2016

Össur 2. *Gait cycle*. Tillgänglig: [http://www.ossur.co.uk/prosthetic-solutions/bionic-](http://www.ossur.co.uk/prosthetic-solutions/bionic-technology/symbionic-leg/gait-cycle)

[technology/symbionic-leg/gait-cycle](http://www.ossur.co.uk/prosthetic-solutions/bionic-technology/symbionic-leg/gait-cycle) Hämtad: 13.4.2016

BILAGA

SBU:s mall för kvalitetsgranskning av observationsstudier.

A. Granskning av studiens begränsningar – eventuella systematiska fel (bias)	Ja	Nej	Oklart	Ej till- lämpligt
A1. Selektionsbias				
a) Var de observerade grupperna rekryterade på ett tillräckligt likartat sätt?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b) Var de jämförda gruppernas sammansättning tillräckligt lika vid studiestart?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Har korrigering av obalanser i baslinjevariabler mellan grupper med olika exponering/behandling gjorts på ett adekvat sätt i den statistiska analysen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kommentarer:				
Bedömning av risk för selektionsbias:	Låg / Medelhög / Hög			▼
A2. Behandlingsbias				
a) Var villkoren (utöver den behandling eller exponering som studerades) för grupperna under behandlings-/ exponeringstiden tillräckligt likartade?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b) Var följsamhet gentemot behandling/ exponering acceptabel i grupperna?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kommentarer:				
Bedömning av risk för behandlingsbias:	Låg / Medelhög / Hög			▼

A. fortsättning	Ja	Nej	Oklart	Ej till- lämpligt
A3. Bedömningsbias (per utfallsmått)				
a) Var utfallsmåttet okänsligt för bedömningsbias?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b) Var personerna som utvärderade utfallet <i>blindade</i> för studiedeltagarnas exponeringsstatus?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Var personerna som utvärderade utfallet <i>opartiska</i> ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d) Var utfallet definierat på ett lämpligt sätt?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e) Mättes utfallet på ett adekvat sätt med standardiserade/definierade mätmetoder?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f) Mättes utfallet på ett adekvat sätt med validerade mätmetoder?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g) Har variationer i exponering över tid tagits med i analysen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h) Har utfallet mätts vid optimal(a) tidpunkt(er)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i) Var observatörsöverensstämelsen acceptabel?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
j) Har studien tillämpat ett lämpligt statistiskt mått för rapporterad effekt/samband?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kommentarer:				
Bedömning av risk för bedömningsbias:	Låg / Medelhög / Hög			▼
A4. Bortfallsbias (per utfallsmått)				
a) Var bortfallet tillfredsställande lågt i förhållande till populationens storlek?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b) Var bortfallet lika stort inom grupperna?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Var relevanta baslinjevariabler lika fördelade mellan bortfallen i interventions- och kontrollgruppen alternativt mellan olika exponeringsgrupper?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d) Var relevanta baslinjevariabler lika fördelade mellan analys- och bortfallgruppen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e) Var den statistiska hanteringen av bortfallet adekvat?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kommentarer:				
Bedömning av risk för bortfallsbias:	Låg / Medelhög / Hög			▼

A. fortsättning	Ja	Nej	Oklart	Ej till- lämpligt
A5. Rapporteringsbias				
a) Följde studien ett i förväg fastlagt studieprotokoll?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b) Var utfallsmåtten relevanta?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Mättes biverkningar/komplikationer på ett systematiskt sätt?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d) Var tidpunkterna för rapporterad analys relevanta?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kommentarer:				
Bedömning av risk för rapporteringsbias:	Låg / Medelhög / Hög			▼
A6. Intressekonfliktbias				
a) Föreligger, baserat på författarnas angivna bindningar och jäv, låg eller obefintlig risk att studiens resultat har påverkats av intressekonflikter?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b) Föreligger, baserat på uppgifter om studiens finansiering, låg eller obefintlig risk att studien har påverkats av en finansiär med ekonomiskt intresse i resultatet?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Föreligger låg eller obefintlig risk för annan form av intressekonflikt (t ex att författarna har utvecklat interventionen)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kommentarer:				
Bedömning av risk för intressekonfliktbias:	Låg / Medelhög / Hög			▼